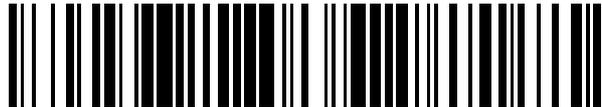


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 387 785**

21 Número de solicitud: 201230732

51 Int. Cl.:

G06F 19/12 (2011.01)

G06F 3/01 (2006.01)

G06T 17/10 (2006.01)

12

SOLICITUD DE PATENTE

A1

22 Fecha de presentación: **14.05.2012**

43 Fecha de publicación de la solicitud: **01.10.2012**

43 Fecha de publicación del folleto de la solicitud:
01.10.2012

71 Solicitante/s:
UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE CATALUNYA
Jordi Girona, 31
08034 Barcelona, ES y
FUNDACIÓ INSTITUT D'INVESTIGACIÓ
BIOMÈDICA DE BELLVITGE (IDIBELL)

72 Inventor/es:
ROSELL GRATACÒS, JOAN ;
CABRAS, PAOLO;
PÉREZ RUIZ, ALEXANDER y
ROSELL GRATACÒS, ANTONI

74 Agente/Representante:
Zea Checa, Bernabé

54 Título: **Procedimiento y sistema de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual**

57 Resumen:

Procedimiento y sistema de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual, que comprende generar un modelo de un árbol traqueo-bronquial y un modelo de un broncoscopio. El modelo del árbol traqueo-bronquial comprende una representación de las paredes del árbol y de una zona objetivo. El modelo del broncoscopio comprende una representación de un extremo visor (punta) del broncoscopio mediante una cadena cinemática de cuerpos rígidos articulados entre sí. Los cuerpos rígidos comprenden al menos una base y un cuerpo visor. La rotación de las articulaciones representa un movimiento de flexión de la punta. El procedimiento comprende además calcular una secuencia de desplazamientos de la cadena que conduzca el cuerpo visor hacia el objetivo sin que ninguno de los cuerpos rígidos sobrepase las paredes del árbol traqueo-bronquial, siendo calculado cada tramo aplicando al menos un valor de rotación de las articulaciones de la cadena y un movimiento de avance de la cadena.

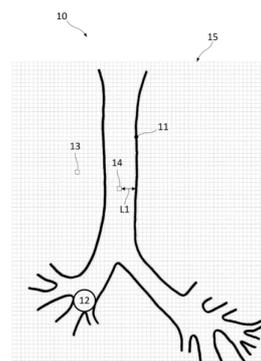


Fig.1

ES 2 387 785 A1

PROCEDIMIENTO Y SISTEMA DE GENERACIÓN DE UN RECORRIDO PARA UNA BRONCOSCOPIA VIRTUAL

DESCRIPCIÓN

5

La presente invención se refiere a un procedimiento de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual teniendo en cuenta un determinado modelo tridimensional de un árbol traqueo-bronquial y un determinado modelo tridimensional de un broncoscopio.

10 La presente invención se refiere también a un programa informático y un sistema adecuados para llevar a cabo este procedimiento de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual.

ESTADO DE LA TÉCNICA ANTERIOR

15

El diagnóstico de cáncer de pulmón requiere normalmente la realización de broncoscopias para la biopsia de lesiones identificadas mediante radiografías de pecho o tomografías computarizadas de tórax, aunque en el caso de lesiones pulmonares periféricas pequeñas pueden usarse citologías o biopsias percutáneas por aspiración mediante agujas. Estas técnicas tienen un ratio de éxito elevado pero presentan un cierto riesgo de neumotórax, entre otros inconvenientes. Por consiguiente, las biopsias transbronquiales usando broncoscopios ultrafinos están resultando una buena alternativa dado que estos broncoscopios pueden ser insertados bajo visión directa en bronquios más periféricos que los broncoscopios tradicionales. La identificación de los caminos a través de bronquios accesibles para alcanzar lesiones pulmonares pequeñas es, sin embargo, compleja durante un tiempo de exploración limitado, y por tanto la aplicación de broncoscopias virtuales puede ser de gran ayuda [N. Shinagawa, K. Yamazaki, Y. Onodera, K. Miyasaka, E. Kikuchi, H. Dosaka-Akita, and M. Nishimura, "CT-guided transbronchial biopsy using an ultrathin bronchoscope with virtual bronchoscopic navigation," *CHEST*, vol. 125, no. 3, pp. 1138–1143, 2004].

20

25

Una broncoscopia virtual es una técnica de reconstrucción tridimensional generada por computador que permite a los médicos o personal sanitario explorar el árbol traqueo-bronquial como ayuda para localizar la zona enferma (por ejemplo haciendo que el tubo bronquial virtual sea semi-transparente con el fin de que el nodo linfático sea visible), evaluar si es necesario realizar la broncoscopia real y planificar automáticamente un recorrido dentro del modelo tridimensional [J. Ferguson and G. McLennan, "Virtual bronchoscopy," *Proceedings of American Thoracic Society*, vol. 2, pp. 488–491, 2005]. Uno de los puntos débiles de los sistemas de broncoscopia virtual actuales es que sólo ofrecen la posibilidad de una exploración mediante una cámara que pasa a través de puntos pre-calculados, que es controlada mediante un teclado o un mouse, por lo que las limitaciones geométricas y cinemáticas del broncoscopio son ignoradas. En consecuencia, por un lado no hay una correspondencia entre los movimientos reales que el médico realizaría con un broncoscopio real, y por otro lado no se proporciona información sobre si una lesión periférica puede ser alcanzada efectivamente con un determinado broncoscopio, o sobre cual sería el punto más cercano a dicha lesión que puede ser alcanzado.

30

35

40

La planificación de movimientos para una broncoscopia virtual ha sido, hasta este momento, concebida sólo en el contexto de animaciones navegables, es decir para encontrar un recorrido de una cámara representada por un punto desde la tráquea hasta una región objetivo ignorando las restricciones geométricas y cinemáticas del broncoscopio. Kiraly et al. [A. P. Kiraly, J. Helferty, E. Hoffman, G. McLennan, and W. Higgins, "Three-dimensional path planning for virtual bronchoscopy," *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 23, pp. 1365–1379, 2004] construyeron un esqueleto a partir de imágenes de tomografía computarizada segmentadas y lo mejoraron eliminando ramificaciones falsas y realizando un proceso de centrado de las ramificaciones, realizando una interpolación de sub-vóxeles mediante funciones *spline*, y finalmente derivando las direcciones de visión (o exploración). Un enfoque similar pero más simple fue divulgado en la publicación [M. Negahdar, A. Ahmadian, N. Navab, and K. Firouznia, "Path planning for virtual bronchoscopy," in *Proc. of the 28th IEEE EMBS Annual Int. Conf.*, 2006, pp. 156–159].

45

50

Un broncoscopio (o videobroncoscopio) es un tubo largo, fino y flexible acoplado a una cámara CCD. Algunos autores en el campo de planificación de recorridos se han enfrentado con el problema de planificar recorridos para objetos lineales deformables, como por ejemplo Moll and Kavraki [M. Moll and L. Kavraki, "Path planning for deformable linear objects," *IEEE Trans. Robotics*, vol. 22, no. 4, p. 625636, 2006] en el contexto de la planificación de sutura quirúrgica, o Gayle et al. [R. Gayle, P. Segars, M. Lin, and D. Manocha, "Path planning for deformable robots in complex environments," in *In Robotics: Systems and Science*, 2005] en el contexto de la planificación de recorridos de catéteres en quimioembolización hepática enfocando el problema como un problema de simulación dinámica restringida. Este último enfoque tiene en cuenta la geometría del catéter de forma limitada aunque no considera las restricciones cinemáticas del mismo, por lo que su aplicación a broncoscopios podría ser factible aunque con ciertas complejidades relevantes y, por supuesto, con las limitaciones/restricciones mencionadas.

55

60

60

El movimiento de la cámara acoplada en la punta del broncoscopio tiene tres grados de libertad (la rotación alrededor del eje del tubo, el avance a lo largo de éste y la flexión de la punta) y está afectado por restricciones no holonómicas. Restricciones de movimiento similares se encuentran en la planificación de movimientos de agujas de gran flexibilidad y de punta biselada que se mueven a lo largo de trayectorias curvas en el tejido cuando se aplica una fuerza de empuje hacia adelante. En relación a este problema, *Lobatón et al.* [S. P. E. Lobatón, J. Zhang and R. Alterovitz, "Planning curvature constrained paths to multiple goals using circle sampling," in *Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Aut.*, 2011, pp. 1463 – 1469] construyó un mapa de carreteras probabilístico mediante el muestreo de círculos de curvatura constante y generando transiciones factibles entre los círculos del muestreo con una fórmula de forma cerrada para espacios de trabajo bidimensionales y tridimensionales, y *Patil y Alterovitz* [S. Patil and R. Alterovitz, "Interactive motion planning for steerable needles in 3d environments with obstacles," in *Proc. of the IEEE RAS/EMBS Int. Conf. on Biomedical Robotics and Biomechatronics*, 2010, pp. 893–899] propusieron un árbol aleatorio de exploración rápida con una heurística de muestreo guiado de accesibilidad adaptada a dicho problema, estando esta heurística de muestreo descrita en el documento [A. Shkolnik, M. Walter, and R. Tedrake, "Reachability-guided sampling for planning under differential constraints," in *Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 2009, pp. 4387–4393]. Esta última propuesta podría ser adaptada para broncoscopios (con el fin de tener en cuenta que el área de trabajo para la broncoscopia es el árbol traqueobronquial, que es un espacio muy limitado sin obstáculos), usando por ejemplo algunos enfoques basados en árboles aleatorios de exploración rápida como los siguientes: [A. Yershova and S. M. Lavalle, "Motion planning for highly constrained spaces," *Connect*, vol. 396, pp. 297–306, 2009] y [D. Berenson, T. Simeon, and S. Srinivasa, "Addressing cost-space chasms in manipulation planning," in *Proc. of the IEEE Int. Conf. on Robotics and Automation*, 2011, pp. 4561 – 4568]. No obstante, estas adaptaciones podrían ser de aplicación bastante compleja dadas las particularidades asociadas con las broncoscopias.

25 EXPLICACIÓN DE LA INVENCION

Por lo tanto, aún existe la necesidad de nuevos procedimientos, programas informáticos y sistemas de planificación de un recorrido para una broncoscopia virtual que solucionen al menos alguno de los problemas antes mencionados. Es un objetivo de la presente invención satisfacer dicha necesidad.

En un primer aspecto, la invención proporciona un procedimiento de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual, que comprende generar un modelo tridimensional de un árbol traqueo-bronquial y generar un modelo tridimensional de un broncoscopio. El modelo tridimensional del árbol traqueo-bronquial comprende una representación de las paredes del árbol traqueo-bronquial y una representación de una zona objetivo. El modelo tridimensional del broncoscopio comprende una representación de una punta de un tubo visor del broncoscopio mediante una cadena cinemática de cuerpos rígidos con dimensiones predefinidas y conectados entre sí mediante articulaciones de un grado de libertad de rotación. Los cuerpos rígidos comprenden al menos un cuerpo base que representa la base de la punta y un cuerpo visor que representa el extremo visor de la punta. La rotación de las articulaciones, exceptuando la del cuerpo base, representa un movimiento de flexión de la punta. El procedimiento comprende además calcular una secuencia de tramos de desplazamiento de la cadena cinemática que conduzca el cuerpo visor hacia la zona objetivo sin que ninguno de los cuerpos de la cadena sobrepase las paredes del árbol traqueo-bronquial. Cada tramo de desplazamiento es calculado aplicando al menos un valor de rotación de las articulaciones de la cadena y un movimiento de avance de la cadena una vez aplicado dicho valor de rotación.

El uso de una cadena cinemática de cuerpos rígidos para modelar, de la manera descrita en el párrafo anterior, la punta del tubo visor del broncoscopio permite una determinación de recorridos de dicha punta para alcanzar un determinado objetivo mucho más realista que en los sistemas actualmente conocidos.

En algunas realizaciones de la invención, el procedimiento puede tener en cuenta que la rotación de las articulaciones, exceptuando la del cuerpo base, está limitada a unos ángulos máximo y mínimo predefinidos de rotación de las articulaciones. El hecho de limitar el rango de valores de estas articulaciones permite que los movimientos de la cadena cinemática que modela la punta del broncoscopio se asemejen de manera más fidedigna a los de la punta del broncoscopio real.

En realizaciones del procedimiento de la invención, cada cálculo de cada tramo de desplazamiento de la cadena cinemática puede comprender determinar un conjunto de tramos de desplazamiento candidatos, siendo calculado cada tramo de desplazamiento candidato mediante la aplicación de al menos un valor candidato de rotación de las articulaciones de la cadena y un movimiento candidato de avance de la cadena una vez aplicado dicho valor candidato de rotación. Cada cálculo de cada tramo de desplazamiento puede comprender también calcular un coste asociado a cada uno de los tramos de desplazamiento candidatos a partir del cálculo de un coste relativo a la reducción de la distancia entre el cuerpo visor y la zona objetivo que produciría dicho tramo de desplazamiento candidato, siendo menor dicho coste relativo cuanto mayor sea dicha reducción. Además, cada cálculo de cada tramo de desplazamiento puede comprender también determinar el menor de dichos costes calculados asociados a

los tramos de desplazamiento candidatos, y seleccionar el tramo de desplazamiento candidato asociado a dicho coste calculado menor.

- La morfología del árbol traqueo-bronquial permite el uso de técnicas locales de planificación de movimientos (en las que el mejor movimiento a realizar desde cualquier configuración depende de dicha configuración y su entorno inmediato), que son rápidas y efectivas en entornos donde difícilmente se pueden dar situaciones de mínimos locales. La selección del tramo de desplazamiento que reduzca más la distancia del extremo visor de la punta a la zona objetivo, garantiza que el recorrido total desde la configuración inicial hasta dicha zona objetivo sea mínimo.
- 10 En realizaciones del procedimiento de la invención, calcular el coste asociado a cada uno de los tramos de desplazamiento candidatos puede comprender además calcular un coste relativo al aumento de la distancia entre el cuerpo visor y las paredes del árbol traqueo-bronquial que produciría dicho tramo de desplazamiento candidato, siendo menor dicho coste relativo cuanto mayor sea dicho aumento. La consideración de un coste asociado a la distancia a las paredes redundante en recorridos de máxima holgura que facilitan que existan movimientos que sean físicamente realizables (que respeten las restricciones de los límites de las articulaciones y no produzcan colisiones que bloqueen el avance).

- En algunas realizaciones del procedimiento, el cálculo de cada tramo de desplazamiento candidato puede comprender además, antes de la aplicación del movimiento candidato de avance, la aplicación de un movimiento candidato de rotación del cuerpo base con respecto a un eje longitudinal de este cuerpo base, representando dicha rotación del cuerpo base un movimiento de torsión de la punta. En estas realizaciones, calcular el coste asociado a cada uno de los tramos de desplazamiento candidatos puede comprender además calcular un coste relativo al movimiento candidato de rotación del cuerpo base, siendo menor dicho coste relativo cuanto menor sea dicha rotación en valor absoluto y con respecto al movimiento precedente. La consideración de un coste asociado al movimiento de rotación del cuerpo base en los términos detallados redundante en un recorrido de la punta del broncoscopio que se puede comandar (tanto en la broncoscopia virtual como en la real) de manera más ergonómica, ya que requiere menos giros de la muñeca que asa el mango del broncoscopio real, y éstos son menores.

- En realizaciones de la invención, el procedimiento puede tener en cuenta que la rotación del cuerpo base está limitada a unos ángulos máximo y mínimo predefinidos de rotación del cuerpo base. El hecho de limitar el rango de valores de la rotación del cuerpo base (torsión de la punta) permite que los movimientos de la cadena cinemática que modela la punta del broncoscopio se asemejen de manera más fidedigna a los de la punta del broncoscopio real. En concreto, la rotación del mango del broncoscopio real alrededor de su eje (que provoca un giro de la base de la punta alrededor de su eje) se produce mediante un giro de muñeca, que está limitado por la anatomía humana.
- 35 Los límites de la torsión dependen del modelo de broncoscopio usado, por lo que el hecho de considerar de manera exacta estos límites permite que el recorrido que se obtenga sea efectivamente realizable.

- En algunas realizaciones, calcular el coste asociado a cada uno de los tramos de desplazamiento candidatos puede comprender además calcular un coste relativo al aumento de la centralidad del cuerpo visor con respecto a la cavidad sustancialmente tubular conformada por las paredes del árbol traqueo-bronquial, siendo menor dicho coste relativo cuanto mayor sea dicho aumento. La consideración de un coste asociado a la rapidez con que el movimiento comandado se aleja de las paredes (se mueve en la dirección del gradiente de la holgura), permite escoger los movimientos tendentes a recentrar el elemento visor en el eje de los bronquios, ganando en la calidad de los recorridos resultantes.

- En realizaciones del procedimiento, cada coste relativo puede tener asociado un peso, el cual, preferiblemente puede ser parametrizable. Además, en estas realizaciones, calcular el coste asociado a cada uno de los tramos de desplazamiento candidatos puede comprender además aplicar a cada coste relativo calculado su peso asociado. La consideración de estos pesos permite modular la aportación de cada coste. El peso del coste asociado a la distancia al objetivo puede ser el principal para guiar el recorrido hacia su meta, permitiendo los pesos restantes mejorar la calidad del mismo. La parametrización del valor de los pesos permitirá su ajuste en función de las características del broncoscopio usado.

- En algunas realizaciones, cada cálculo de cada tramo de desplazamiento de la cadena cinemática puede comprender además reducir el tramo de desplazamiento candidato seleccionado descartando una parte final del tramo. El recorrido final es la concatenación de tramos de desplazamiento (se selecciona el tramo siguiente desde la posición final del tramo actual). La reducción del tramo de desplazamiento seleccionado permite calcular el siguiente tramo desde una posición más cercana a la anterior, lo que permite una mejor adaptación al entorno, a la vez que no afecta a la distancia inicial usada para la selección del tramo, que permite que la punta "mire" más allá del paso que finalmente se realizará. Se ha comprobado experimentalmente que esta reducción de los tramos inicialmente propuestos permite obtener mejores recorridos de la punta del broncoscopio. Preferiblemente, la parte final del tramo descartada es un porcentaje predefinido del tramo, que puede rondar por ejemplo el 20% (por ejemplo 5mm y 1mm).

En realizaciones del procedimiento, determinar el conjunto de tramos de desplazamiento candidatos comprende, para cada uno de dichos tramos de desplazamiento candidatos, verificar si el tramo de desplazamiento candidato causa al menos una colisión de la cadena cinemática con alguna de las paredes del árbol traqueo-bronquial, y realizar, para cada colisión detectada, una simulación dinámica de la colisión y ajustar el tramo de desplazamiento candidato según el resultado de esta simulación. En los movimientos del broncoscopio real, la punta flexionada se va acomodando a las paredes de los bronquios, es decir que si bien el extremo visor de la punta del broncoscopio debe seguir un camino libre de colisiones y centrado al máximo, el resto de cuerpos de la punta pueden colisionar y apoyarse en las paredes para avanzar hacia el objetivo. La consideración de tramos de desplazamiento que pueden resultar en colisiones con las paredes pero sin producirse bloqueos, hace que la simulación permita encontrar recorridos que no serían posibles de otra forma, y que éstos sean mucho más reales.

En algunas realizaciones, la simulación dinámica de esta colisión puede ser realizada mediante el uso de la librería OPEN DYNAMICS ENGINE (ODE), la cual es ampliamente usada en la simulación dinámica de cadenas de cuerpos rígidos, por lo que podría ser adecuada para el caso que nos ocupa.

Algunas realizaciones del procedimiento pueden comprender además recibir una o más señales procedentes de un dispositivo de usuario, causando dichas señales recibidas la obtención de una sucesión de uno o más tramos de desplazamiento de la cadena cinemática forzados por un usuario. En dichas realizaciones, calcular la secuencia de tramos de desplazamiento de la cadena cinemática puede comprender, para cada tramo de desplazamiento forzado por el usuario, ajustar dicho cálculo tomando como punto de partida este tramo de desplazamiento forzado por el usuario. Estas realizaciones permiten, además de la visión de un camino solución desde un punto inicial en por ejemplo la tráquea hasta una lesión periférica objetivo, la posibilidad de navegar interactivamente a través de los bronquios a la vez que el camino solución se va recalculando desde la posición actual al objetivo, guiando al usuario (médico) mediante la indicación del mejor movimiento a realizar.

Realizaciones del procedimiento de la invención pueden comprender además generar, para cada tramo de desplazamiento forzado por el usuario, al menos una señal háptica representativa del desplazamiento de la cadena cinemática entre las paredes del árbol traqueo-bronquial; y enviar cada una de las señales hápticas generadas a un dispositivo háptico de usuario para su transmisión a dicho usuario. La indicación del mejor movimiento a realizar comentado anteriormente, puede realizarse a parte de visualmente, mediante una realimentación háptica proporcional al coste del movimiento de avance escogido y que por lo tanto dificulta el avance del broncoscopio si la orientación escogida por el usuario no es buena (alto coste).

Algunas de las realizaciones del procedimiento comentadas anteriormente pueden estar comprendidas en un procedimiento para verificar en una broncoscopia virtual si un determinado modelo de broncoscopio puede alcanzar una zona objetivo que está representada en un determinado modelo de árbol traqueo-bronquial. Realizaciones de este procedimiento de verificación pueden comprender, por tanto, realizar alguna de las realizaciones del procedimiento de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual, teniendo en cuenta este determinado modelo de broncoscopio y este determinado modelo de árbol traqueo-bronquial junto con la correspondiente representación de la zona objetivo. Estas realizaciones del procedimiento de verificación pueden comprender además verificar si el recorrido generado alcanza la zona objetivo y, en caso de resultado positivo de dicha verificación, generar al menos una señal indicando que el modelo de broncoscopio sí puede alcanzar la zona objetivo. La broncoscopia virtual puede servir para poder decidir si es realmente factible realizar la broncoscopia real. Actualmente, no se conocen sistemas/procedimientos de broncoscopia virtual que den información sobre si se podrá realizar con éxito la broncoscopia real (llegar al objetivo con un broncoscopio determinado).

En un segundo aspecto, la invención provee un programa informático que comprende instrucciones de programa para provocar que un sistema de computación realice el procedimiento según descrito anteriormente. Dicho programa informático puede estar almacenado en unos medios de almacenamiento físico, tales como unos medios de grabación, una memoria de ordenador, o una memoria de solo lectura, o puede ser portado por una onda portadora, tal como eléctrica u óptica.

En un tercer aspecto, la invención proporciona un sistema para generar un recorrido para una broncoscopia virtual, que comprende medios de computación para generar un modelo tridimensional de un árbol traqueo-bronquial y medios de computación para generar un modelo tridimensional de un broncoscopio. El modelo tridimensional del árbol traqueo-bronquial comprende una representación de las paredes del árbol traqueo-bronquial y una representación de una zona objetivo. El modelo tridimensional del broncoscopio comprende una representación de una punta de un tubo visor del broncoscopio mediante una cadena cinemática de cuerpos rígidos con dimensiones predefinidas y conectados entre sí mediante articulaciones de un grado de libertad de rotación. Los cuerpos rígidos comprenden al menos un cuerpo base que representa la base de la punta y un cuerpo visor que representa el extremo visor de la punta. La rotación de las articulaciones, exceptuando la del cuerpo base, representa un movimiento de flexión de la punta. El sistema comprende además medios de computación para calcular una secuencia de tramos de desplazamiento de la cadena cinemática que conduzca el cuerpo visor hacia la zona

objetivo sin que ninguno de los cuerpos de la cadena sobrepase las paredes del árbol traqueo-bronquial. Cada tramo de desplazamiento es calculado aplicando al menos un valor de rotación de las articulaciones de la cadena y un movimiento de avance de la cadena una vez aplicado dicho valor de rotación.

- 5 En un cuarto aspecto, la invención proporciona un sistema para generar un recorrido para una broncoscopia virtual, que comprende un procesador y una memoria, estando dicha memoria adaptada para almacenar instrucciones de ordenador ejecutables que, cuando son ejecutadas por el procesador, causan la realización del procedimiento descrito anteriormente.
- 10 Otros objetos, ventajas y características de realizaciones de la invención se pondrán de manifiesto para el experto en la materia a partir de la descripción, o se pueden aprender con la práctica de la invención.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LOS DIBUJOS

- 15 A continuación se describirán realizaciones particulares de la presente invención a título de ejemplo no limitativo, con referencia a los dibujos adjuntos, en los cuales:

- La figura 1 ilustra esquemáticamente un modelo tridimensional de un árbol traqueo-bronquial, según realizaciones de la invención;
- 20 La figura 2a ilustra esquemáticamente una punta de un tubo visor de un broncoscopio, según realizaciones de la invención;
- La figura 2b ilustra esquemáticamente una punta de un tubo visor de un broncoscopio, pero de forma diferente a como lo hace la figura 2a, según realizaciones de la invención;
- 25 La figura 3 ilustra esquemáticamente un recorrido de la punta del broncoscopio en el que ésta alcanza la zona objetivo, según realizaciones de la invención; y
- La figura 4 ilustra esquemáticamente un recorrido de la punta del broncoscopio en el que ésta no alcanza la zona objetivo, según realizaciones de la invención.

30 EXPOSICION DETALLADA DE MODOS DE REALIZACIÓN

- Un sistema para la generación de un recorrido para una broncoscopia virtual, según realizaciones de la invención, puede comprender un procesador y una memoria. Esta memoria (por ejemplo un disco duro y una RAM) puede estar
- 35 adaptada para almacenar instrucciones de ordenador ejecutables (por ejemplo un programa informático) que, cuando son ejecutadas por el procesador, causan la realización del procedimiento según una cualquiera de las realizaciones que se describen a continuación. En realizaciones de la invención, el sistema puede comprender además unos medios para visualizar los resultados del procedimiento (por ejemplo una pantalla). Estos resultados podrán ser por ejemplo un modelo de árbol traqueo-bronquial, un modelo de broncoscopio, un recorrido de dicho
- 40 broncoscopio por dicho árbol traqueo-bronquial, un recorrido forzado por un usuario, etc. según se describirá más adelante con respecto a realizaciones del procedimiento. En otras realizaciones, el sistema puede comprender además un dispositivo de usuario, que puede ser un dispositivo háptico, a través del cual un usuario puede por ejemplo forzar un determinado recorrido, recibir unas señales hápticas derivadas del paso del broncoscopio a través de los conductos del árbol traqueo-bronquial, etc.

- 45 En realizaciones de la invención, el procedimiento de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual puede comprender generar un modelo tridimensional de un árbol traqueo-bronquial, comprendiendo dicho modelo una representación de las paredes del árbol traqueo-bronquial y una representación de una zona objetivo, según se describirá más adelante en referencia a la figura 1. El procedimiento puede comprender también la generación de un
- 50 modelo tridimensional de un broncoscopio, según se describirá más adelante en referencia a la figura 2. Este modelo del broncoscopio puede comprender una representación de una punta de un tubo visor del broncoscopio mediante una cadena cinemática de cuerpos rígidos con dimensiones predefinidas y conectados entre sí mediante articulaciones de un grado de libertad de rotación. Estos cuerpos rígidos pueden comprender al menos un cuerpo base que representa la base de la punta y un cuerpo visor que representa el extremo visor de la punta. Esta rotación
- 55 de las articulaciones, exceptuando la del cuerpo base, puede representar un movimiento de flexión de la punta del broncoscopio. En estas realizaciones, el procedimiento puede comprender también calcular una secuencia de tramos de desplazamiento de la cadena cinemática que conduzca el cuerpo visor de la cadena cinemática hacia la zona objetivo del árbol traqueo-bronquial. Estos tramos de desplazamiento son calculados teniendo en cuenta que ninguno de los cuerpos que conforman la cadena cinemática sobrepase las paredes del árbol traqueo-bronquial,
- 60 siendo calculado cada tramo de desplazamiento mediante la aplicación de al menos un valor de rotación de las articulaciones de la cadena y un movimiento de avance de la cadena una vez aplicado dicho valor de rotación.

La figura 1 ilustra esquemáticamente un modelo tridimensional de un árbol traqueo-bronquial 10, que comprende una representación de las paredes 11 del árbol traqueo-bronquial 10 y una representación de una zona objetivo 12. En este modelo 10, la zona objetivo 12 está representada mediante una esfera.

5 En algunas realizaciones, el modelo tridimensional del árbol traqueo-bronquial puede ser obtenido mediante la aplicación de un procedimiento de reconstrucción morfológica a una pila de imágenes bidimensionales obtenidas mediante por ejemplo un escáner de tomografía computarizada. Este procedimiento de reconstrucción morfológica puede basarse, por ejemplo, en los trabajos de Kiraly et al. [A. P. Kiraly, W. E. Higgins, G. McLennan, E. A. Hoffman, y Reinhardt, "Three-dimensional human airway segmentation methods for clinical virtual bronchoscopy," *Academic Radiology*, vol. 9, no. 10, pp. 1153–1168, 2002] y de Babin et al. [A. P. D. Babin, E. Vansteenkiste y W. Philips, "Segmentation of airways in lungs using projections in 3-D CT angiography images," en *Proc. of the 32nd Annual Int. Conf. of the IEEE EMBS*, 2010, pp. 3162–3165].

15 En realizaciones del procedimiento, puede generarse una malla triangular tridimensional (o 3D) 15 que envuelva los vóxeles (o píxeles volumétricos) 13, 14 que tengan un nivel de gris por debajo de un determinado umbral. Esta malla 15 puede ser generada usando por ejemplo un software AMIRA (<http://www.amira.com/>, 2010) y representada por ejemplo como un fichero VRML (sigla del inglés "Virtual Reality Modeling Language"; en español "Lenguaje para Modelado de Realidad Virtual"). La imagen 3D obtenida puede ser binarizada y puede obtenerse un mapa de holgura (en inglés: *clearance*) mediante el etiquetado de los vóxeles 14 que pertenecen al interior del árbol traqueo-bronquial 10 con la distancia L1 a las paredes del árbol traqueo-bronquial 10. Entonces, todos estos vóxeles 14 pueden ser por ejemplo representados como un grafo (considerando por ejemplo el vecindario *Manhattan*) usando por ejemplo la librería *Boost Graph*.

25 La zona objetivo 12 puede ser una zona del árbol traqueo-bronquial sospechosa de comprender una lesión pulmonar. El objetivo del procedimiento de la invención será, por tanto, definir un recorrido del broncoscopio que permita alcanzar la zona objetivo 12. La zona objetivo 12 puede ser identificada por los médicos en las imágenes de las tomografías computarizadas y representada mediante una esfera 12 en el fichero VRML. Puede realizarse también un procedimiento que permita detectar todos los vóxeles del interior del árbol traqueo-bronquial que se encuentren dentro de la esfera 12 y determinar el vóxel que se encuentra más cerca del centro de la esfera 12, pudiendo este vóxel denominarse el vóxel objetivo.

La figura 2a ilustra esquemáticamente una punta de un tubo visor de un broncoscopio. Esta punta 20 está modelada mediante una cadena cinemática de cuerpos rígidos, en este caso esferas 22-25, con dimensiones predefinidas y conectados entre si mediante articulaciones de un grado de libertad de rotación 26, comprendiendo las esferas 22-25 al menos una esfera base 22 que representa la base de la punta y una esfera visor 23 que representa el extremo visor de la punta. La rotación 26 de las articulaciones, exceptuando la de la esfera base 22, representan un movimiento de flexión de la punta 20. La cadena cinemática puede comprender un cilindro entre cada par de esferas consecutivas con el fin de completar 25 el hueco 27 existente entre cada par de esferas consecutivas. De este modo, se consigue una representación de la punta más real. En esta figura también se muestra una representación simplificada 21 de la punta 20, la cual presenta forma de tubo 21 y será usada en figuras comentadas posteriormente.

La figura 2b ilustra esquemáticamente una punta de un tubo visor de un broncoscopio, pero de forma diferente a como lo hace la figura 2a. En el caso de la figura 2b, el objetivo es explicar unos cálculos que pueden realizarse en el contexto de realizaciones del procedimiento de la invención. Es por ello que los cuerpos rígidos están representados de forma más simple mediante unos enlaces lineales de longitud l , entre los que se encuentran los que representan tanto el cuerpo base 22 (enlace 0) como el cuerpo visor 23 (último enlace). En esta figura, la cadena cinemática está compuesta por un conjunto de $n+1$ enlaces iguales con unas articulaciones acopladas entre ellas, excepto para el primer enlace 22, el cual es diferente en el sentido de que su articulación no está acoplada. La 50 tabla 1 muestra unos posibles parámetros DH, en la cual los ángulos de las articulaciones θ_0 y $\theta_i \forall i = 1 \dots n$ están indicados mediante α y ξ , y la flexión total debida a las articulaciones acopladas está indicado mediante β , es decir $\beta = n\xi$. El ángulo α representa la torsión de la punta, y el ángulo β representa la flexión de la punta. Se añade una transformada fija para definir la base de la cadena con el eje Z_b apuntando en la dirección opuesta de la cadena. La cámara está ubicada en el cuerpo visor 23 de la cadena mirando hacia la dirección $-Z_t$.

Tabla 1 (parámetros DH)

| | α_{DH} | a | θ | d |
|---------------|---------------|-----|---------------------|-----|
| enlace 0 | 0.0 | 0.0 | $\theta_0 = \alpha$ | 0.0 |
| enlaces 1 a n | 0.0 | l | $\theta_i = \xi$ | 0.0 |

De forma similar a lo comentado antes en referencia a la figura 2a, geoméricamente, el primer enlace (enlace 0) puede ser una esfera de radio l ; los otros enlaces (desde el 1 hasta el n) pueden estar modelados con dos esferas

de radio l conectadas con un cilindro de radio y altura también igual a l . En el centro de la esfera visor 23 del último enlace puede definirse un punto central visor (en adelante PCV). El modelo puede tener por ejemplo 11 articulaciones (es decir, $n=10$) y la longitud l de los enlaces puede ser por ejemplo 1 mm, los valores de α pueden variar entre por ejemplo -60° y 90° , y los valores de β pueden variar entre por ejemplo -90° y 120° . No obstante, estos parámetros pueden ser fácilmente parametrizables a través de por ejemplo un fichero de entrada en formato XML.

En algunas realizaciones, los posibles movimientos de la punta 20, 21 pueden ser descritos con los siguientes tres grados de libertad (acoplados):

10

1) El movimiento de torsión alrededor del eje del tubo 20, 21, el cual puede ser modelado como un cambio en el ángulo α , es decir en la esfera base 22 o en el valor de la primera articulación.

15

2) La flexión de la punta 20, 21, el cual puede ser modelado como un cambio en el valor ξ de las articulaciones acopladas, siendo la flexión total igual a $\beta = n\xi$.

3) El movimiento de avance/retroceso del tubo 20, 21 a lo largo de su eje, el cual puede ser modelado por un incremento Δz aplicado al cuerpo base que produce una rotación negativa de un ángulo $\Delta\beta$ alrededor del eje X_C :

20

$$\Delta\beta = \frac{\Delta z}{d} = \frac{2\Delta z \sin(\xi/2)}{l \cos(\xi/2)}$$

Para el caso particular de $\xi = 0$ (es decir, la punta está totalmente extendida), corresponde a un movimiento traslacional rectilíneo a lo largo del eje Z_b .

25

En realizaciones alternativas, el modelo de la punta del broncoscopio podría no comprender el ángulo α (que representa la torsión de la punta). En estas realizaciones, por tanto, sólo se tendrían en cuenta los movimientos de avance/retroceso y de flexión de la punta. De acuerdo con realizaciones alternativas, ninguno de los ángulos α (torsión) y β (flexión) estarían limitados a unos ángulos máximo y mínimo. En otras realizaciones, sin embargo, sólo uno de ellos (α , β) podría estar limitado a unos ángulos máximo y mínimo.

30

El siguiente algoritmo 1 muestra como puede calcularse la transformación del PCV de la punta después de un movimiento de avance Δz , dados unos ángulos de torsión α y de flexión β determinados. Este algoritmo tiene en cuenta la siguiente notación: $(\Delta z, \alpha, \beta)$ se refiere al avance, ángulo de torsión y ángulo de flexión, T_{base_i} se refiere a la configuración del cuerpo base, n se refiere al número de articulaciones acopladas, l se refiere a la longitud de cada enlace, $T_{cin}(\theta_0, \theta_1, \dots, \theta_n)$ se refiere a la cinemática directa de la cadena, y $T_{PCV_{i+1}}$ se refiere a la nueva configuración del PCV.

35

Algoritmo 1

40

1. $\xi = \beta/n$

2. $d = \frac{l \cos(\xi/2)}{2 \sin(\xi/2)}$

45

3. $\Delta\beta = \frac{\Delta z}{d}$

4. $T_\alpha = \begin{bmatrix} \cos \alpha & -\sin \alpha & 0 & 0 \\ \sin \alpha & \cos \alpha & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

50

5. $T_C = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \xi & -\sin \xi & d \\ 0 & \sin \xi & \cos \xi & -l/2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

6. $T_{\Delta\beta} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \Delta\beta & -\sin \Delta\beta & 0 \\ 0 & \sin \Delta\beta & \cos \Delta\beta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$

55

7. $T_{base_{i+1}} = T_{base_i} T_\alpha T_C T_{\Delta\beta} T_C^{-1} T_\alpha^{-1}$

8. $T_{PCV_{i+1}} = T_{base_{i+1}} T_{cin}(\alpha, \xi, \dots, \xi)$

retorna $T_{PCV_{i+1}}$

Con el fin de determinar si un enlace L_i está en colisión pueden realizarse por ejemplo las siguientes etapas:

60

1) Localizar el vóxel $v(L_i)$ que contiene el centro de la esfera base del enlace (esto puede repetirse también para la esfera final 23 del último enlace).

2) Verificar si su valor de holgura $cl(v(L_i))$ calculado como la distancia L1 con respecto a las paredes, satisface la siguiente condición:

$$5 \quad cl(v(L_i)) \leq \frac{l}{s} \quad (1)$$

en la que s es el tamaño del lado más grande del vóxel.

Si se satisface dicha condición, puede considerarse que el enlace está en colisión y la punta no está, por tanto, en una configuración libre. Cuando ninguno de los enlaces está en colisión, puede considerarse que la punta está en una configuración libre y que tiene un valor de distancia asociado a ésta. Este valor de distancia puede ser calculado mediante la suma de todas las holguras calculadas en el proceso de verificación de colisiones descrito antes.

Los tramos de desplazamiento y costes asociados pueden obtenerse mediante la aplicación de por ejemplo una función de navegación que puede ser por ejemplo una función del tipo NF1. Esta función de navegación NF1 puede ser obtenida mediante el cálculo de distancias entre cada celda de la malla y el objetivo mediante una propagación de un frente de onda. Esta función NF1, por tanto, otorgaría a cada celda un valor representativo de la distancia entre ésta y el objetivo, con lo que podría calcularse para cada celda un coste según la distancia desde esta celda al objetivo, siendo dicho coste menor cuanto menor sea dicha distancia.

Con el fin de evitar posibles contactos de la punta con las paredes del árbol traqueo-bronquial, la función NF1 puede ser adaptada teniendo en cuenta además la holgura entre la punta y las paredes. Esta adaptación puede basarse en reducir el potencial que se propaga a partir de un valor proporcional a la holgura. Teniendo en cuenta por ejemplo que d_j es el potencial de un determinado nodo j , que d_i es el potencial de un nodo vecino i que está siendo expandido, que c_j es la holgura del nodo j (es decir, la distancia L1 con respecto a los obstáculos o paredes), y que C_{max} es un umbral de holgura (u holgura máxima), el potencial d_j puede calcularse, partiendo de un potencial cero para la celda objetivo, aplicando la siguiente fórmula:

$$30 \quad d_j = \begin{cases} d_i + 1 - \frac{c_j}{C_{max}} & \text{if } c_j < 0.9 C_{max} \\ d_i + 0.1 & \text{en cualquier otro caso} \end{cases} \quad (2)$$

De este modo, cualquier nodo visitado j puede ser visitado otra vez desde otros nodos vecinos en expansión. El potencial d_j puede ser actualizado siempre que el nuevo nodo vecino en expansión resulte en un valor menor de d_j .

Esta adaptación de la función NF1 produce un potencial libre de mínimos locales que resulta en unos tramos de desplazamiento con una gran holgura. Esta función NF1 adaptada puede ser calculada en el árbol traqueo-bronquial empezando desde el vóxel objetivo (que puede ser obtenido de la manera descrita en referencia a la figura 1) y usando C_{max} como media de la distancia máxima a las paredes (ésta puede ser calculada eficientemente usando las funciones de la librería *Boost Graph*). Los valores potenciales calculados por la función NF1 adaptada serán denominados valores NF1.

Con el fin de evaluar un control (valores de α y β) aplicado para obtener un avance Δz de la punta del broncoscopio una vez que se ha obtenido una determinada configuración, puede por ejemplo definirse una función de coste que verifique si la nueva configuración resultante es más cercana al objetivo y/o tiene una holgura mejor y/o no requiere un gran cambio en el ángulo α (torsión). La selección del mejor posible movimiento puede ser aproximado seleccionándolo de entre un conjunto S de por ejemplo 121 pares de valores (α, β) . Estos valores pueden ser obtenidos mediante un barrido de todo el rango de α y un subconjunto del rango de β centrado en un valor β_0 correspondiente a la configuración actual:

$$50 \quad \mathbf{c}_{(i,j)} = (\alpha_i, \beta_j) = (i\delta\alpha, \beta_0 + j\delta\beta) \quad i, j \in \mathbb{Z}, \quad i, j \in [-5, 5] \quad (3)$$

en el que $\delta\alpha = \text{Rango}(\alpha)/10$ y $\delta\beta = 5^\circ$ (si $\beta \notin \text{Rango}(\beta)$ entonces $\mathbf{c}_{(i,j)}$ puede no ser considerado).

Puede definirse un subconjunto S_{libre} del conjunto S de pares de valores (α, β) que resultan, después de un avance Δz , en una configuración libre de colisiones. También puede definirse un subconjunto $S_{válido}$ de S_{libre} cuyos valores (α, β) también satisfacen que el PCV de la punta del broncoscopio acaba en un vóxel con un valor NF1 menor. De este modo, pueden calcularse los siguientes costes para todos los pares de valores (α, β) pertenecientes a $S_{válido}$:

60 K_{NF1}, K_{cl} y K_α .

El coste K_{NF1} permite evaluar la reducción de la función NF1 adaptada, y puede calcularse aplicando la siguiente fórmula:

$$5 \quad K_{NF1}(i, j) = \frac{PCV_{NF1}(\mathbf{c}_{(i,j)}) - m_{NF1}}{M_{NF1} - m_{NF1}} \quad (4)$$

en la que $PCV_{NF1}(\mathbf{c}_{(i,j)})$ es el valor de la función NF1 en el vóxel ocupado por el PCV de la punta del broncoscopio después de la aplicación de un avance Δz con un par $\mathbf{c}_{(i,j)}$ perteneciente a $S_{válido}$, y $m_{NF1} = \min_{\forall \mathbf{c}_{(i,j)} \in S_{válido}} PCV_{NF1}(\mathbf{c}_{(i,j)})$ y $M_{NF1} = \max_{\forall \mathbf{c}_{(i,j)} \in S_{válido}} PCV_{NF1}(\mathbf{c}_{(i,j)})$.

El coste K_{NF1} menor será por tanto el mejor, es decir el que desplaza el PCV de la punta del broncoscopio más cerca del objetivo (que tiene un valor NF1 igual a cero).

15 El coste K_{cl} permite evaluar si el movimiento aplicado mejora la centralidad del PCV de la punta del broncoscopio con respecto a la cavidad sustancialmente tubular conformada por las paredes del árbol traqueo-bronquial. Para calcular el K_{cl} puede calcularse primero el gradiente de la centralidad aplicando la siguiente fórmula:

$$20 \quad \mathbf{g} = \sum_{k=1}^{26} (\mathbf{p}(v_k) - \mathbf{p}(v_0))(cl(v_k) - cl(v_0)) \quad (5)$$

en la que $\mathbf{p}(v_0)$ y $cl(v_0)$ son las coordenadas del vóxel más cercano al PCV del broncoscopio y su centralidad respectivamente, y $\mathbf{p}(v_k)$ y $cl(v_k)$ son las coordenadas y centralidad de uno de los 26 véxeles vecinos de v_0 .

Para calcular el K_{cl} puede calcularse también el producto escalar de la dirección del movimiento con el gradiente de la distancia, el cual permite evaluar si la punta del broncoscopio se está moviendo hacia una posición más central de la cavidad sustancialmente tubular conformada por las paredes del árbol traqueo-bronquial. Este producto escalar puede obtenerse aplicando la siguiente fórmula:

$$35 \quad cg(i, j) = \begin{cases} \mathbf{q}(i, j) \cdot \mathbf{g} & \text{if } \mathbf{q}(i, j) \cdot \mathbf{g} > 0 \\ 0 & \text{en cualquier otro caso} \end{cases} \quad (6)$$

en la que $\mathbf{p}^{(i,j)}(v_0)$ es la posición del vóxel que contiene el PCV del broncoscopio después de aplicar un avance Δz con el par (α_i, β_j) , y $\mathbf{q}(i, j) = \frac{\mathbf{p}^{(i,j)}(v_0) - \mathbf{p}(v_0)}{\|\mathbf{p}^{(i,j)}(v_0) - \mathbf{p}(v_0)\|}$ es la dirección unitaria resultante del movimiento del PCV.

Finalmente, puede calcularse el coste $K_{cl}(i, j)$ aplicando la siguiente fórmula:

$$40 \quad K_{cl}(i, j) = 1 - \frac{cg(i, j) - m_{cg}}{M_{cg} - m_{cg}} \quad (7)$$

45 en la que $m_{cg} = \min_{\forall \mathbf{c}_{(i,j)} \in S_{válido}} cg(i, j)$ y $M_{cg} = \max_{\forall \mathbf{c}_{(i,j)} \in S_{válido}} cg(i, j)$.

El coste K_{cl} menor será por tanto el mejor, es decir el que mueve la punta del broncoscopio hacia configuraciones más centrales de la cavidad sustancialmente tubular conformada por las paredes del árbol traqueo-bronquial.

50 El coste K_{α} permite evaluar y dar mayor o menor peso tanto a los cambios en α como al valor absoluto de α . No son deseables grandes cambios en α . En concreto, son preferibles valores pequeños de α , por motivos ergonómicos, cuando la flexión es pequeña. Cuando la flexión no es pequeña, no puede elegirse el valor de α sino que viene determinado por la geometría de los bronquios. El coste K_{α} puede calcularse por ejemplo aplicando la siguiente fórmula:

$$55 \quad K_{\alpha}(i, j) = 0.5(1 - |\hat{\beta}_j|)|\hat{\alpha}_i| + 0.5|(\hat{\alpha}_i - \hat{\alpha}_0)/2| \quad (8)$$

en la que $\hat{\alpha}$ y $\hat{\beta}$ son valores normalizados en el rango [-1,1].

El coste K_α menor será por tanto el mejor, es decir el que se resulte del menor cambio posible en α y/o del menor valor absoluto de α .

A partir de los componentes K_{NFI} , K_{cl} y K_α puede obtenerse un coste total en forma de una media ponderada de al menos dos de dichos componentes. Este coste total puede obtenerse por ejemplo aplicando la siguiente fórmula:

$$K(i, j) = \omega_{NFI}K_{NFI}(i, j) + \omega_{cl}K_{cl}(i, j) + \omega_\alpha K_\alpha(i, j) \quad (9)$$

en la que ω_{NFI} es un peso asociado al coste K_{NFI} , ω_{cl} es un peso asociado al coste K_{cl} , y ω_α es un peso asociado al coste K_α . El valor de K puede estar dentro del rango $[0, 1]$ si K_{NFI} , K_{cl} y K_α están dentro de este rango (como es el caso teniendo en cuenta los cálculos anteriormente descritos) y los pesos ω_{NFI} , ω_{cl} y ω_α son positivos y satisfacen $\omega_{NFI} + \omega_{cl} + \omega_\alpha = 1$. Teniendo en cuenta todo esto, el mejor movimiento será el que produce un valor menor de K .

El siguiente algoritmo 2 permite obtener un recorrido de la punta del broncoscopio a partir de una configuración inicial hasta una configuración final en la que el PCV está dentro del vóxel objetivo. En este algoritmo, Δz se refiere a un avance, c_{ini} se refiere a una configuración inicial de la punta del broncoscopio, $v_{objetivo}$ se refiere a un vóxel objetivo, P se refiere al recorrido generado por el algoritmo, y *alcanzado* se refiere a si el $v_{objetivo}$ ha sido alcanzado o no por el PCV de la punta del broncoscopio.

20

Algoritmo 2

```

1. Calcular la función de navegación NFI adaptada
2.  $P \leftarrow c_{ini}$ 
mientras (PCV de la punta no está en  $v_{objetivo}$ ) hacer
25   3.1.  $S =$  Calcular  $(\alpha, \beta)$  candidatos usando  $\Delta z$  (calculado con la ecuación (3))
      3.2.  $S_{válido} =$  Evaluar  $S$ 
      si  $S_{válido} = \emptyset$  entonces
          retorna  $\{P, alcanzado=NO\}$ 
      final del si
30   3.3.  $c(i, j) =$  Elegir candidato con el coste  $K$  menor (calculado con la ecuación (9))
      3.4.  $c \leftarrow$  mover punta del broncoscopio
      3.5.  $P \leftarrow c$ 
final del mientras
35 retorna  $\{P, alcanzado=SÍ\}$ 

```

En este algoritmo 2, cada iteración causada por la sentencia "mientras" corresponde al cálculo de un tramo de desplazamiento como parte del recorrido de la punta del broncoscopio. Por lo tanto, cada tramo de desplazamiento calculado estaría definido por Δz y $c(i, j)$, siendo $c(i, j)$ el valor de (α, β) que implica un coste menor (etapa 3.3). La etapa 3.1 comprendida en dicho bucle "mientras" correspondería a la determinación del conjunto de tramos de desplazamiento candidatos, de entre los que se selecciona el que tiene el coste menor (etapa 3.3).

De acuerdo con realizaciones del procedimiento, cada cálculo de cada tramo de desplazamiento de la cadena cinemática (es decir, dentro del bucle "mientras" del algoritmo 2) puede comprender además reducir el tramo de desplazamiento candidato seleccionado (como parte del recorrido) descartando una parte final del tramo. Por ejemplo, en determinadas realizaciones, el paso 3.4 del algoritmo 2 puede ser realizado mediante el algoritmo 1 teniendo en cuenta un avance más pequeño $\delta z < \Delta z$ y los correspondientes ángulos de torsión y flexión interpolados $\alpha_0 + (\alpha_i - \alpha_0) \frac{\delta z}{\Delta z}$ y $\beta_0 + (\beta_j - \beta_0) \frac{\delta z}{\Delta z}$, siendo (α_0, β_0) los ángulos de torsión y flexión de la configuración actual, y siendo $c(i, j) = (\alpha_i, \beta_j)$ aquellos que producen el valor de coste K menor cuando se produce un avance Δz . En estas realizaciones, por tanto, el tramo asociado al avance Δz inicialmente considerado quedaría reducido a un tramo más corto (según el avance δz).

Algunas o todas las fórmulas indicadas anteriormente en el contexto de realizaciones de la invención, podrían ser parametrizables. Por ejemplo, algunas o todas las constantes que intervienen en estas fórmulas podrían ser parametrizables, con el fin de poder adaptarlas continuamente en función de los resultados que se vayan obteniendo en diferentes ejecuciones del procedimiento. Por ejemplo, los pesos ω_{NFI} , ω_{cl} y ω_α podrían ser alterados continuamente para dar más o menos relevancia a los costes relativos asociados en función de los resultados obtenidos.

Según realizaciones del procedimiento, determinar el conjunto de tramos de desplazamiento candidatos (según por ejemplo el algoritmo 2) puede comprender, para cada uno de dichos tramos de desplazamiento candidatos, verificar si el tramo de desplazamiento candidato causa al menos una colisión de la cadena cinemática con alguna de las

paredes del árbol traqueo-bronquial; y realizar, para cada colisión detectada, una simulación dinámica de la colisión y ajustar el tramo de desplazamiento candidato según el resultado de esta simulación. Esta simulación dinámica puede ser realizada por ejemplo mediante el uso de la librería OPEN DYNAMICS ENGINE, aunque podrían usarse otras librerías adecuadas.

5

De acuerdo con realizaciones de la invención, el procedimiento puede comprender recibir una o más señales procedentes de un dispositivo de usuario, causando dichas señales recibidas la obtención de una sucesión de uno o más tramos de desplazamiento de la cadena cinemática forzados por un usuario. En estas realizaciones, calcular la secuencia de tramos de desplazamiento de la cadena cinemática podría comprender, para cada uno de dichos

10

tramos de desplazamiento forzados por el usuario, ajustar dicho cálculo tomando como punto de partida este tramo de desplazamiento forzado por el usuario.

En realizaciones de la invención, el procedimiento puede comprender además generar, para cada tramo de desplazamiento forzado por el usuario, al menos una señal háptica representativa del desplazamiento de la cadena

15

cinemática entre las paredes del árbol traqueo-bronquial; y enviar cada una de las señales hápticas generadas a un dispositivo háptico de usuario para su transmisión a dicho usuario. Por ejemplo, colisiones de la cadena cinemática con las paredes del árbol traqueo-bronquial podrían ser transmitidas al usuario a través de dicho dispositivo háptico.

Por ejemplo, en el contexto del algoritmo 2, el usuario podría tomar el control de los movimientos (es decir, forzados por el usuario) durante la exploración virtual, es decir, el paso 3.4 podría ser realizado por el usuario mediante un

20

dispositivo, que podría ser un dispositivo háptico. Entonces, con el fin de ayudar al usuario en esta tarea, el mejor movimiento (o tramo de desplazamiento) calculado por el algoritmo 2 en el paso 3.3 podría ser continuamente propuesto al usuario, tanto visualmente como hápticamente (si el dispositivo de usuario es un dispositivo háptico).

Diferentes realizaciones del procedimiento podrían usarse en un procedimiento para verificar en una broncoscopia virtual si un modelo de broncoscopio puede alcanzar una zona objetivo que está representada en un modelo de árbol traqueo-bronquial. En este procedimiento de verificación, se podría realizar el procedimiento de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual descrito anteriormente, teniendo en cuenta este modelo de broncoscopio y este modelo de árbol traqueo-bronquial junto con su representación de la zona objetivo. Entonces, a partir del

30

recorrido generado, se podría verificar si éste alcanza la zona objetivo y, en caso de resultado positivo de dicha verificación, podría generarse al menos una señal indicando que el modelo de broncoscopio sí puede alcanzar la zona objetivo.

La figura 3 ilustra esquemáticamente un recorrido 32 de la punta de un broncoscopio desde una posición inicial 30 hasta una posición final 31, permitiendo dicho recorrido 32 que la punta alcance la zona objetivo 12. En este caso, podría generarse (y por ejemplo visualizarse) una señal adecuada indicando que podría valer la pena realizar una broncoscopia real, dado que las posibilidades de que el objetivo sea alcanzado por la punta del broncoscopio podrían ser elevadas.

35

La figura 4 ilustra esquemáticamente un recorrido 42 de la punta de un broncoscopio desde una posición inicial 40 hasta una posición final 41, no permitiendo dicho recorrido 42 que la punta alcance la zona objetivo 43. En este caso, podría generarse (y por ejemplo visualizarse) una señal adecuada indicando que no podría valer la pena realizar una broncoscopia real, dado que las posibilidades de que el objetivo sea alcanzado por la punta del broncoscopio podrían ser reducidas.

40

En el caso de la figura 4, también podría ser posible que la punta no pudiera alcanzar la zona objetivo 43 pero que sí fuera alcanzable con, por ejemplo, unas pinzas o similar dispuestas en la punta del broncoscopio. De este modo, podría generarse una señal que indique que la zona objetivo no es alcanzable con la punta del broncoscopio pero que sí sería alcanzable mediante la utilización de una herramienta adecuada, a través del broncoscopio.

45

A pesar de que se han descrito aquí sólo algunas realizaciones y ejemplos particulares de la invención, el experto en la materia comprenderá que son posibles otras realizaciones alternativas y/o usos de la invención, así como modificaciones obvias y elementos equivalentes. Además, la presente invención abarca todas las posibles combinaciones de las realizaciones concretas que se han descrito. El alcance de la presente invención no debe limitarse a realizaciones concretas, sino que debe ser determinado únicamente por una lectura apropiada de las reivindicaciones adjuntas.

50

A pesar también de que las realizaciones descritas de la invención con referencia a los dibujos comprenden sistemas de computación y procesos realizados en sistemas de computación, la invención también se extiende a programas informáticos, más particularmente a programas informáticos en o sobre unos medios portadores, adaptados para poner la invención en práctica. El programa informático puede estar en forma de código fuente, de código objeto o en un código intermedio entre código fuente y código objeto, tal como en forma parcialmente

60

compilada, o en cualquier otra forma adecuada para usar en la implementación de los procesos de acuerdo con la invención. El medio portador puede ser cualquier entidad o dispositivo capaz de portar el programa.

5 Por ejemplo, el medio portador puede comprender un medio de almacenamiento, tal como una ROM, por ejemplo un CD ROM o una ROM semiconductora, o un medio de grabación magnético, por ejemplo un floppy disc o un disco duro. Además, el medio portador puede ser un medio portador transmisible tal como una señal eléctrica u óptica que puede transmitirse vía cable eléctrico u óptico o mediante radio u otros medios.

10 Cuando el programa informático está contenido en una señal que puede transmitirse directamente mediante un cable u otro dispositivo o medio, el medio portador puede estar constituido por dicho cable u otro dispositivo o medio.

Alternativamente, el medio portador puede ser un circuito integrado en el que está encapsulado (embedded) el programa informático, estando adaptado dicho circuito integrado para realizar, o para usarse en la realización de, los procesos relevantes.

REIVINDICACIONES

1. Procedimiento de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual, que comprende:
- generar un modelo tridimensional de un árbol traqueo-bronquial, comprendiendo dicho modelo una
- 5 representación de las paredes del árbol traqueo-bronquial y una representación de una zona objetivo;
- generar un modelo tridimensional de un broncoscopio, comprendiendo dicho modelo una representación de una
- 10 punta de un tubo visor del broncoscopio mediante una cadena cinemática de cuerpos rígidos con dimensiones predefinidas y conectados entre si mediante articulaciones de un grado de libertad de rotación, comprendiendo los
- 15 cuerpos rígidos al menos un cuerpo base que representa la base de la punta y un cuerpo visor que representa el extremo visor de la punta, y representando dicha rotación de las articulaciones, exceptuando la del cuerpo base, un movimiento de flexión de la punta;
- calcular una secuencia de tramos de desplazamiento de la cadena cinemática que conduzca el cuerpo visor
- hacia la zona objetivo sin que ninguno de los cuerpos de la cadena sobrepase las paredes del árbol traqueo-bronquial, siendo calculado cada tramo de desplazamiento mediante la aplicación de al menos un valor de rotación
- de las articulaciones de la cadena y un movimiento de avance de la cadena una vez aplicado dicho valor de rotación.
2. Procedimiento según la reivindicación 1, en el que la rotación de las articulaciones está limitada a unos ángulos máximo y mínimo predefinidos de rotación de las articulaciones.
- 20 3. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 1 ó 2, en el que cada cálculo de cada tramo de desplazamiento de la cadena cinemática comprende:
- determinar un conjunto de tramos de desplazamiento candidatos, siendo calculado cada tramo de desplazamiento candidato mediante la aplicación de al menos un valor candidato de rotación de las articulaciones de la cadena y un movimiento candidato de avance de la cadena una vez aplicado dicho valor candidato de rotación;
- 25 • calcular un coste asociado a cada uno de los tramos de desplazamiento candidatos a partir del cálculo de un coste relativo a la reducción de la distancia entre el cuerpo visor y la zona objetivo que produciría dicho tramo de desplazamiento candidato, siendo menor dicho coste relativo cuanto mayor sea dicha reducción;
- determinar el menor de dichos costes calculados asociados a los tramos de desplazamiento candidatos;
 - seleccionar el tramo de desplazamiento candidato asociado a dicho coste calculado menor.
- 30 4. Procedimiento según la reivindicación 3, en el que calcular el coste asociado a cada uno de los tramos de desplazamiento candidatos comprende además:
- calcular un coste relativo al aumento de la distancia entre el cuerpo visor y las paredes del árbol traqueo-bronquial que produciría dicho tramo de desplazamiento candidato, siendo menor dicho coste relativo cuanto mayor
- 35 sea dicho aumento.
5. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 3 ó 4, en el que el cálculo de cada tramo de desplazamiento candidato comprende además, antes de la aplicación del movimiento candidato de avance, la aplicación de un movimiento candidato de rotación del cuerpo base con respecto a un eje longitudinal de este cuerpo
- 40 base, representando dicha rotación del cuerpo base un movimiento de torsión de la punta; y en el que calcular el coste asociado a cada uno de los tramos de desplazamiento candidatos comprende además:
- calcular un coste relativo al movimiento candidato de rotación del cuerpo base, siendo menor dicho coste relativo cuanto menor sea dicha rotación en valor absoluto y con respecto al movimiento precedente.
- 45 6. Procedimiento según la reivindicación 5, en el que la rotación del cuerpo base está limitado a unos ángulos máximo y mínimo predefinidos de rotación del cuerpo base.
7. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 3 a 6, en el que calcular el coste asociado a cada uno de los tramos de desplazamiento candidatos comprende además:
- 50 • calcular un coste relativo al aumento de la centralidad del cuerpo visor con respecto a la cavidad sustancialmente tubular conformada por las paredes del árbol traqueo-bronquial, siendo menor dicho coste relativo cuanto mayor sea dicho aumento.
8. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 3 a 7, en el que cada coste relativo tiene asociado un
- 55 peso; y en el que calcular el coste asociado a cada uno de los tramos de desplazamiento candidatos comprende además:
- aplicar a cada coste relativo calculado su peso asociado.
9. Procedimiento según la reivindicación 8, en el que cada peso asociado a un coste relativo es parametrizable.
- 60 10. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 9, en el que cada cálculo de cada tramo de desplazamiento de la cadena cinemática comprende además:
- reducir el tramo de desplazamiento candidato seleccionado descartando una parte final del tramo.

11. Procedimiento según la reivindicación 10, en el que la parte final del tramo descartada es un porcentaje predefinido del tramo.
- 5 12. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 3 a 11, en el que determinar el conjunto de tramos de desplazamiento candidatos comprende, para cada uno de dichos tramos de desplazamiento candidatos:
- verificar si el tramo de desplazamiento candidato causa al menos una colisión de la cadena cinemática con alguna de las paredes del árbol traqueo-bronquial;
 - realizar, para cada colisión detectada, una simulación dinámica de la colisión y ajustar el tramo de
- 10 desplazamiento candidato según el resultado de esta simulación.
13. Procedimiento según la reivindicación 12, en el que la simulación dinámica de esta colisión es realizada mediante el uso de la librería OPEN DYNAMICS ENGINE.
- 15 14. Procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, que comprende además:
- recibir una o más señales procedentes de un dispositivo de usuario, causando dichas señales recibidas la obtención de una sucesión de uno o más tramos de desplazamiento de la cadena cinemática forzados por un usuario; y
- en el que calcular la secuencia de tramos de desplazamiento de la cadena cinemática comprende, para cada tramo
- 20 de desplazamiento forzado por el usuario, ajustar dicho cálculo tomando como punto de partida este tramo de desplazamiento forzado por el usuario.
15. Procedimiento según la reivindicación 14, que comprende además:
- generar, para cada tramo de desplazamiento forzado por el usuario, al menos una señal háptica representativa
- 25 del desplazamiento de la cadena cinemática entre las paredes del árbol traqueo-bronquial;
- enviar cada una de las señales hápticas generadas a un dispositivo háptico de usuario para su transmisión a dicho usuario.
16. Procedimiento para verificar en una broncoscopia virtual si un modelo de broncoscopio puede alcanzar una zona
- 30 objetivo representada en un modelo de árbol traqueo-bronquial, que comprende:
- realizar el procedimiento de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 15, teniendo en cuenta este modelo de broncoscopio y este modelo de árbol traqueo-bronquial junto con su representación de la zona objetivo;
 - verificar si el recorrido generado alcanza la zona objetivo y, en caso de resultado positivo de dicha verificación,
- 35 generar al menos una señal indicando que el modelo de broncoscopio sí puede alcanzar la zona objetivo.
17. Programa informático que comprende instrucciones de programa para provocar que un sistema de computación realice el procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16.
- 40 18. Programa informático según la reivindicación 17, que está almacenado en unos medios de grabación.
19. Programa informático según la reivindicación 17, que es portado por una señal portadora.
20. Sistema para la generación de un recorrido para una broncoscopia virtual, que comprende:
- 45 • medios de computación para generar un modelo tridimensional de un árbol traqueo-bronquial, comprendiendo dicho modelo una representación de las paredes del árbol traqueo-bronquial y una representación de una zona objetivo;
- medios de computación para generar un modelo tridimensional de un broncoscopio, comprendiendo dicho modelo una representación de una punta de un tubo visor del broncoscopio mediante una cadena cinemática de
- 50 cuerpos rígidos con dimensiones predefinidas y conectados entre sí mediante articulaciones de un grado de libertad de rotación, comprendiendo los cuerpos rígidos al menos un cuerpo base que representa la base de la punta y un cuerpo visor que representa el extremo visor de la punta, y representando dicha rotación de las articulaciones, exceptuando la del cuerpo base, un movimiento de flexión de la punta;
- medios de computación para calcular una secuencia de tramos de desplazamiento de la cadena cinemática que
- 55 conduzca el cuerpo visor hacia la zona objetivo sin que ninguno de los cuerpos de la cadena sobrepase las paredes del árbol traqueo-bronquial, siendo calculado cada tramo de desplazamiento mediante la aplicación de al menos un valor de rotación de las articulaciones de la cadena y un movimiento de avance de la cadena una vez aplicado dicho valor de rotación.
- 60 21. Sistema para la generación de un recorrido para una broncoscopia virtual, que comprende un procesador y una memoria; en el que la memoria está adaptada para almacenar instrucciones de ordenador ejecutables que, cuando son ejecutadas por el procesador, causan la realización del procedimiento según una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 16.

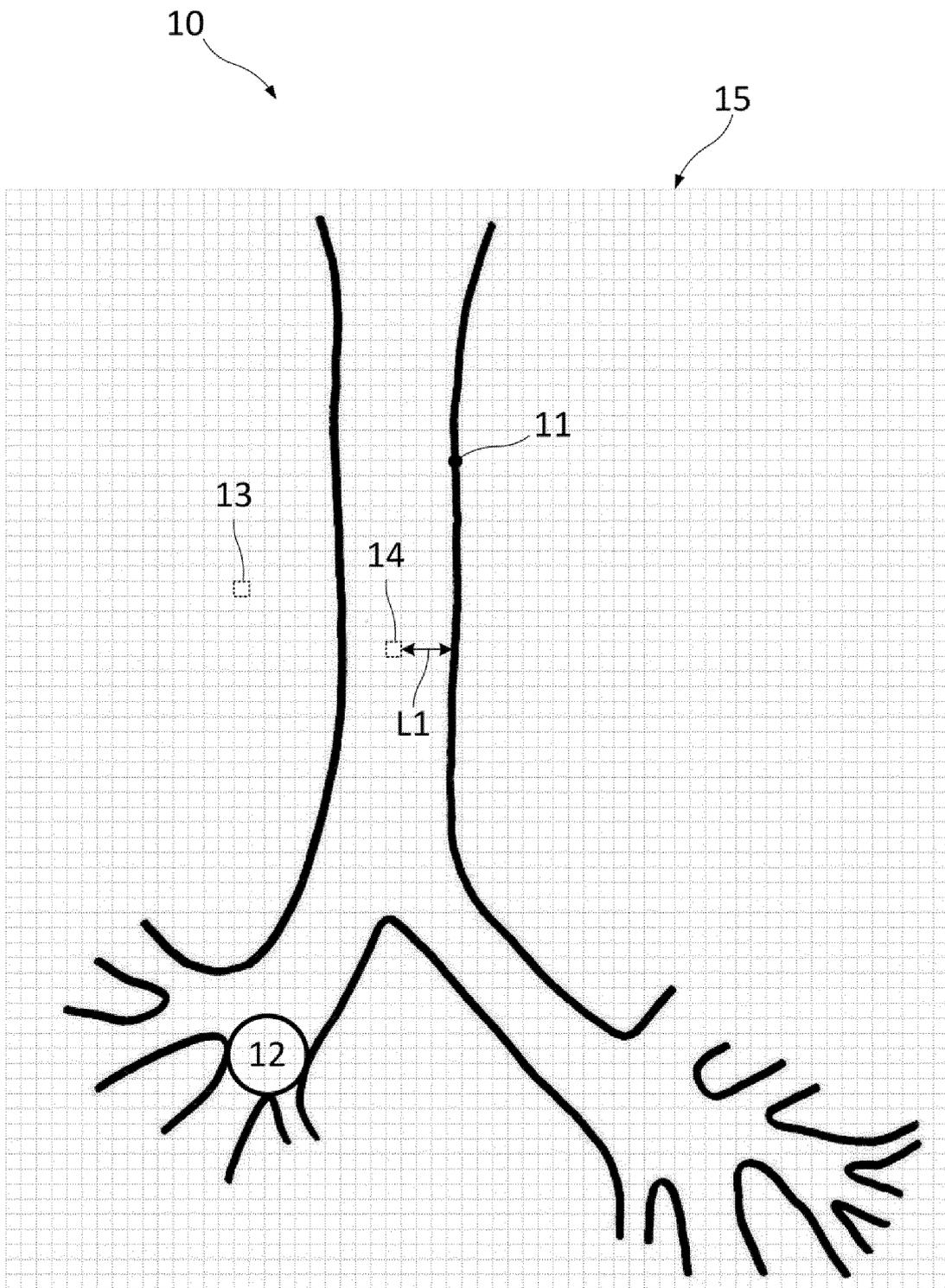
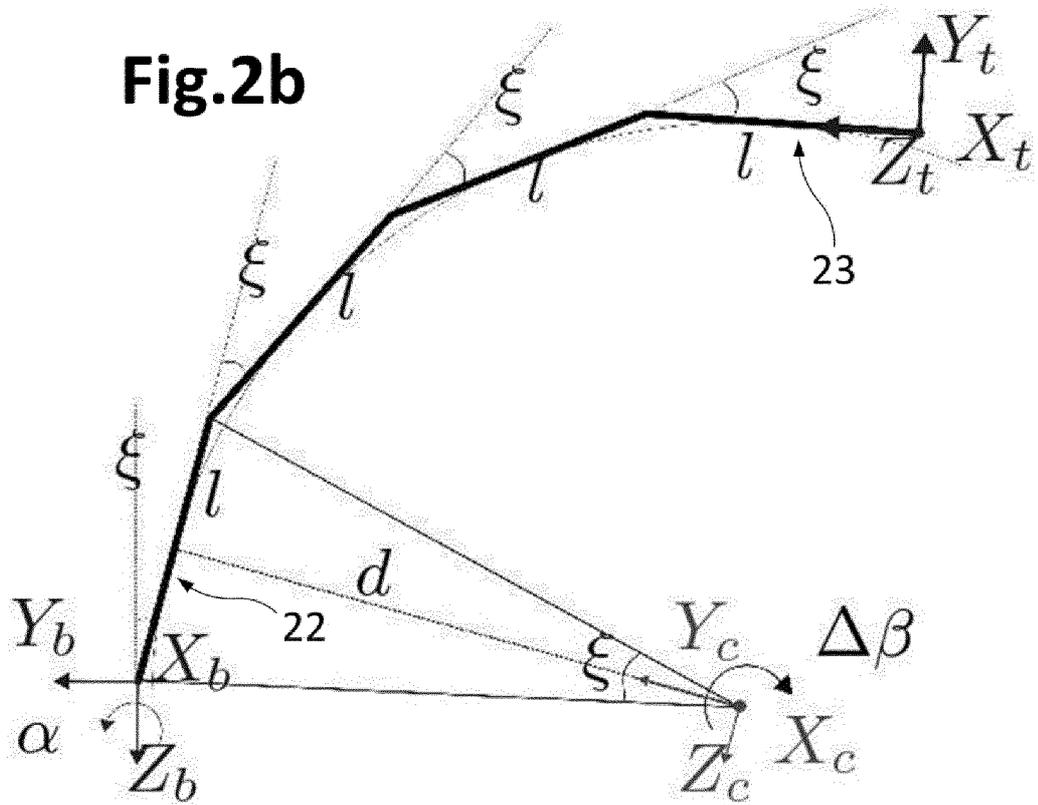
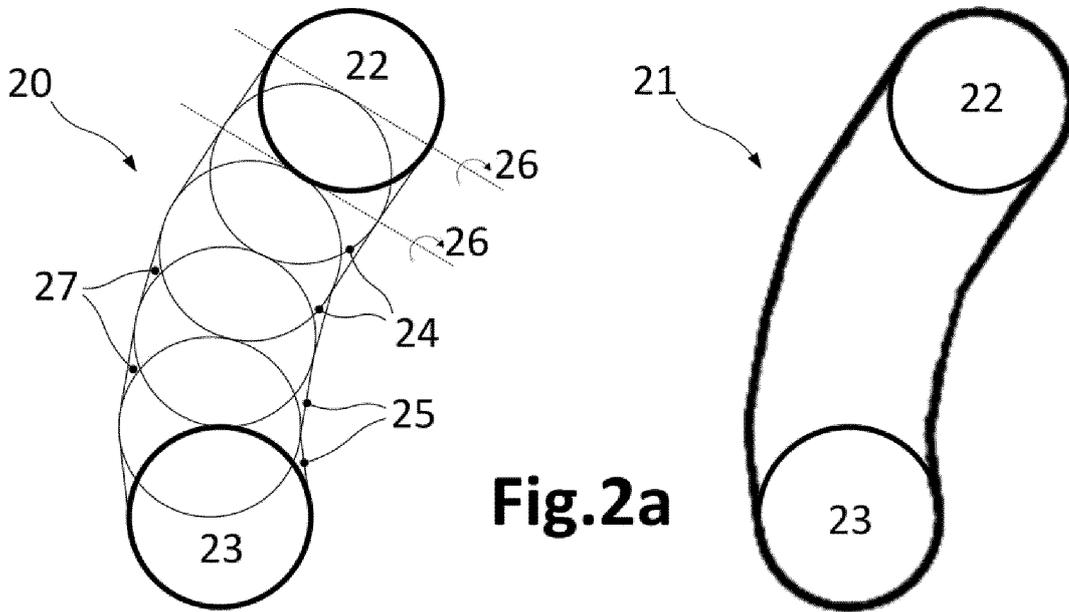


Fig.1



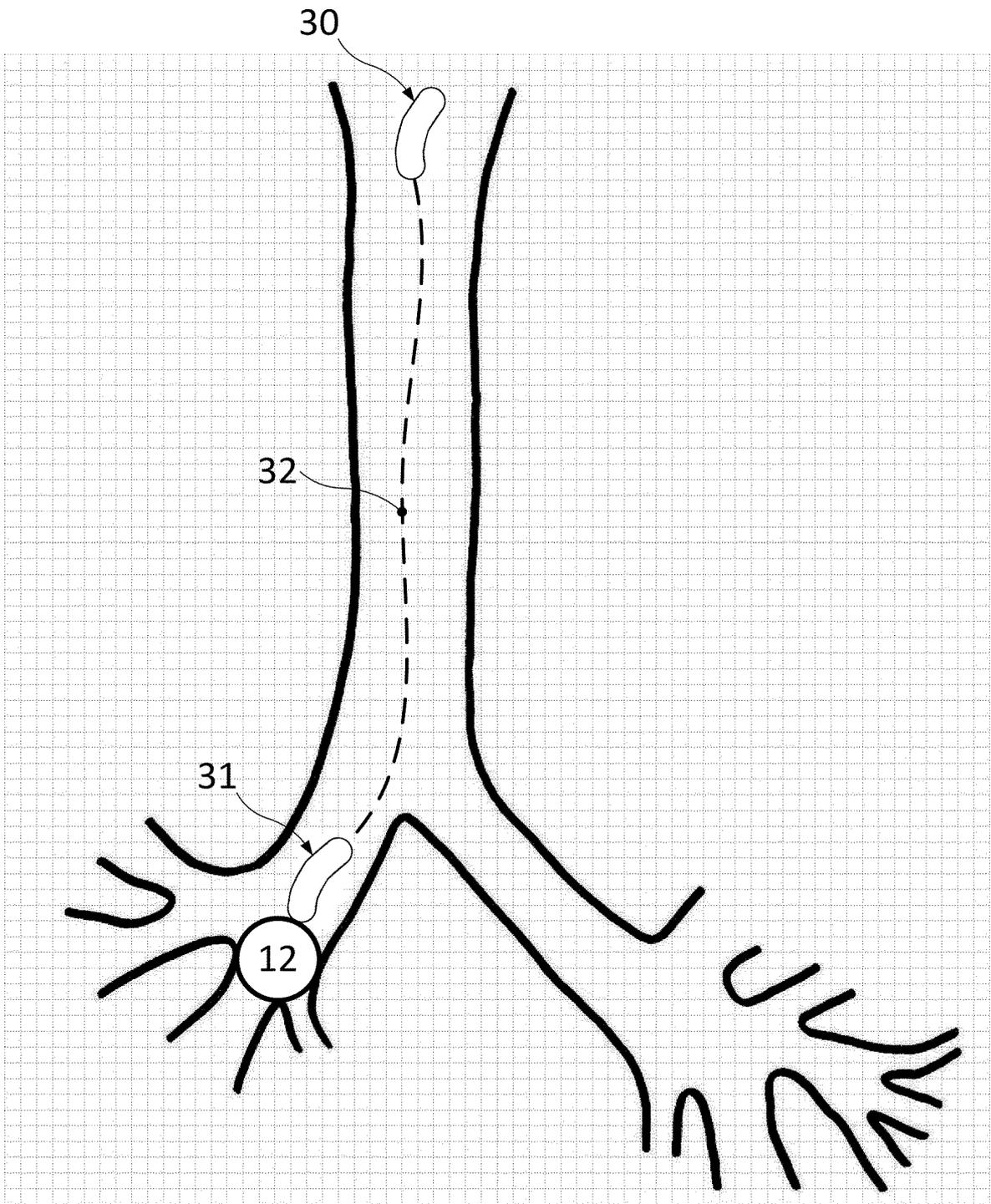


Fig.3

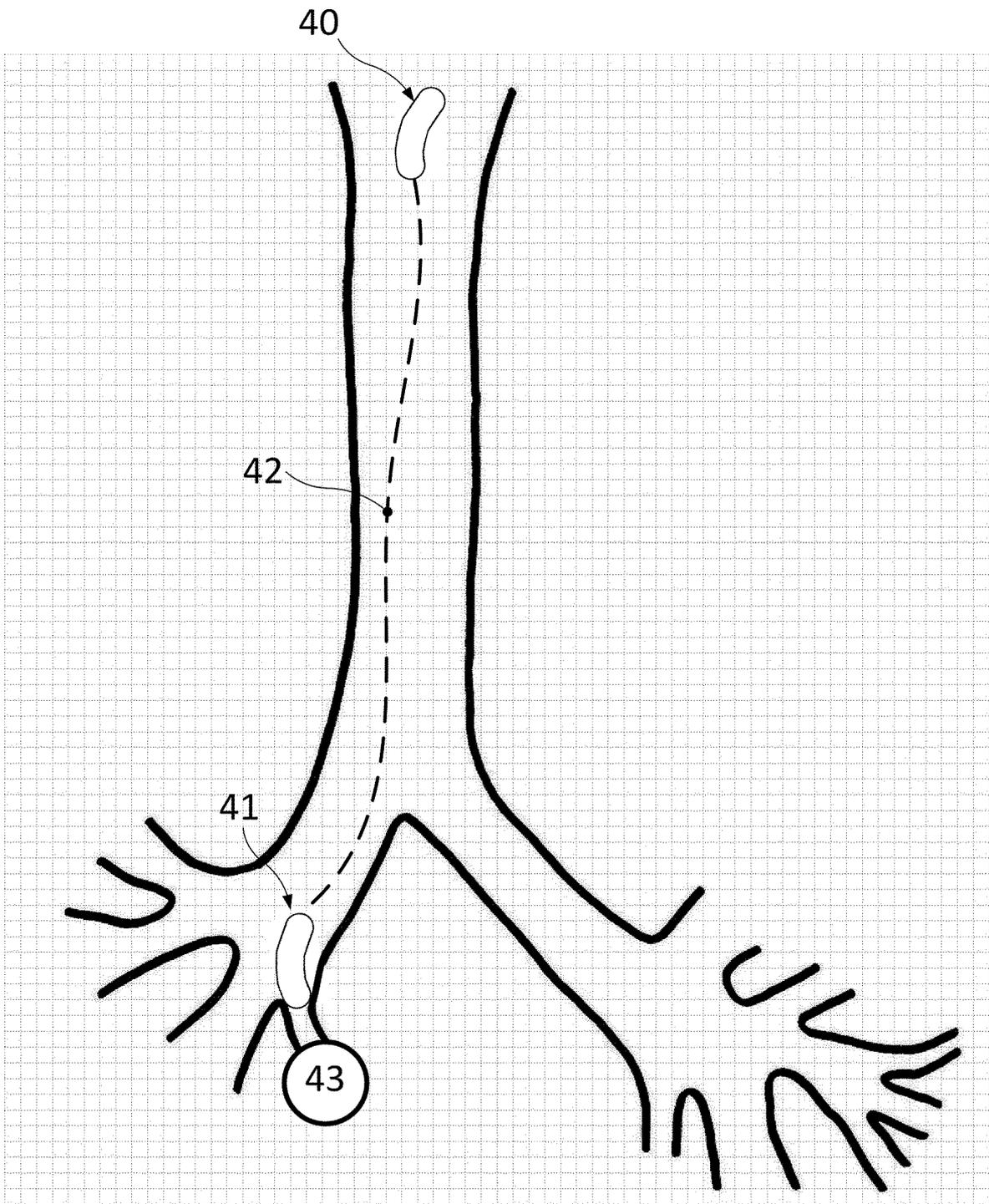


Fig.4



OFICINA ESPAÑOLA
DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

②① N.º solicitud: 201230732

②② Fecha de presentación de la solicitud: 14.05.2012

③② Fecha de prioridad:

INFORME SOBRE EL ESTADO DE LA TECNICA

⑤① Int. Cl.: Ver Hoja Adicional

DOCUMENTOS RELEVANTES

| Categoría | ⑤⑥ Documentos citados | Reivindicaciones afectadas |
|-----------|--|----------------------------|
| X | US 2008234700 A1 (TROVATO KAREN I et al.) 25.09.2008, párrafos [14],[54],[56],[59],[78],[80],[83],[87],[99],[119],[138],[172]; figuras 2,16. | 1-21 |
| Y | US 2002168618 A1 (ANDERSON JAMES H et al.) 14.11.2002, párrafos [34],[82],[88],[90-91],[126-154],[159],[164],[206]; figuras 1,3-4. | 1-19 |
| A | | 20-21 |
| A | US 2002137014 A1 (ANDERSON JAMES H et al.) 26.09.2002, párrafos [72-79],[111-112],[118]. | 1,20-21 |
| A | US 6538634 B1 (CHUI CHEE-KONG et al.) 25.03.2003, columna 3, líneas 34-39; figura 2. | 15 |
| A | US 6148095 A (PRAUSE GUIDO P M et al.) 14.11.2000, resumen; figura 2. | 1,20-21 |

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:

Fecha de realización del informe
18.09.2012

Examinador
J. M. Vázquez Burgos

Página
1/5

CLASIFICACIÓN OBJETO DE LA SOLICITUD

G06F19/12 (2011.01)

G06F3/01 (2006.01)

G06T17/10 (2006.01)

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

G06F, G06T

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, INTERNET

Fecha de Realización de la Opinión Escrita: 18.09.2012

Declaración

| | | |
|---|------------------------|-----------|
| Novedad (Art. 6.1 LP 11/1986) | Reivindicaciones 1-19 | SI |
| | Reivindicaciones 20-21 | NO |
| Actividad inventiva (Art. 8.1 LP11/1986) | Reivindicaciones | SI |
| | Reivindicaciones 1-21 | 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 |
|-----------|--|-------------------|
| | US 2008234700 A1 (TROVATO KAREN I et al.) | 25.09.2008 |
| | US 2002168618 A1 (ANDERSON JAMES H et al.) | 14.11.2002 |
| | US 2002137014 A1 (ANDERSON JAMES H et al.) | 26.09.2002 |
| | US 6538634 B1 (CHUI CHEE-KONG et al.) | 25.03.2003 |
| | US 6148095 A (PRAUSE GUIDO P M et al.) | 14.11.2000 |

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

La invención reivindicada presenta en primer lugar un procedimiento de ayuda a la realización de broncoscopias, para la generación de un recorrido dentro del árbol traqueo-bronquial, de forma que se tengan en cuenta aspectos como las limitaciones geométricas y cinemáticas del broncoscopio. Adicionalmente la invención incluye el programa informático que realiza el procedimiento, así como su almacenamiento o transmisión mediante una señal portadora, y el sistema que genera dicho recorrido, compuesto básicamente de medios de computación, procesador y memoria.

El documento del estado de la técnica más próximo a la invención es D01 y divulga una herramienta 3D para la planificación, control y simulación de la trayectoria de catéteres, broncoscopios y agujas dentro del cuerpo humano, capaz de seleccionar la trayectoria óptima de dichos elementos con arreglo a unos criterios prefijados.

Reivindicación 1

Para mayor claridad, y en la medida de lo posible, se emplea la misma redacción utilizada en la reivindicación 1. Las referencias entre paréntesis corresponden al D01. Las características técnicas que no se encuentran en el documento D01 se indican entre corchetes y en negrita.

Procedimiento de generación de un recorrido para una broncoscopia virtual, que comprende:

- generar un modelo tridimensional de un árbol traqueo-bronquial, comprendiendo dicho modelo una representación de las paredes del árbol traqueo-bronquial y una representación de una zona objetivo (párrafo 87);
- generar un modelo tridimensional de un broncoscopio, comprendiendo dicho modelo una representación de una punta de un tubo visor del broncoscopio (párrafo 119) **[mediante una cadena cinemática de cuerpos rígidos con dimensiones predefinidas y conectados entre sí mediante articulaciones de un grado de libertad de rotación, comprendiendo los cuerpos rígidos al menos un cuerpo base que representa la base de la punta y un cuerpo visor que representa el extremo visor de la punta, y representando dicha rotación de las articulaciones, exceptuando la del cuerpo base, un movimiento de flexión de la punta;]**
- calcular una secuencia de tramos de desplazamiento de la cadena cinemática que conduzca el cuerpo visor hacia la zona objetivo sin que ninguno de los cuerpos de la cadena sobrepase las paredes del árbol traqueo-bronquial, siendo calculado cada tramo de desplazamiento mediante la aplicación de al menos un valor de rotación de las articulaciones de la cadena y un movimiento de avance de la cadena una vez aplicado dicho valor de rotación (Párrafos 14, 54, 56, 59, 80, 99; Figura 2).

La diferencia entre el documento D01 y la invención objeto de la reivindicación 1 es básicamente que D01 no concreta (aunque tampoco la excluye) el tipo de simulación detallada en la reivindicación 1, ya que se limita a establecer que el dispositivo se representa por la punta del mismo. Sin embargo, este tipo de representación puede encontrarse en el documento D02, donde se alude a una representación basada en agrupaciones de elementos discretos tridimensionales, así como también en D03, donde se menciona el método basado en elementos finitos discretos. En consecuencia, se considera que un experto en la materia combinaría las partes principales de D02 con el documento D01 para obtener las características de esta reivindicación. Por lo tanto a la luz de D01, la invención reivindicada en 1 es nueva pero carece de actividad inventiva tal como se establece en los artículos 6 y 8 de la Ley de Patentes 1986.

Reivindicaciones 2 a 19

El procedimiento descrito en D01 divulga el contenido de la reivindicación 3, por cuanto comprende la determinación de desplazamientos candidatos, asignando unos costes proporcionales al desplazamiento del broncoscopio, de manera que se selecciona el candidato con menor coste. Además está abierto a incluir otros costes asociados a otras características del desplazamiento (reivindicaciones 4, 5, 7), así como a la asignación de pesos a los respectivos costes (reivindicaciones 8 y 9).

En cuanto al contenido de las reivindicaciones 2 y 6, la limitación de ángulos de rotación puede considerarse una opción normal de diseño, lo mismo que la utilización de una fracción del desplazamiento propuesto (reivindicaciones 10 y 11).

Con respecto a la reivindicación 12, el documento D02 incluye la posibilidad de simular la deformación de las paredes y el efecto en el dispositivo de navegación de su interacción con ellas, por lo que se considera que un experto en la materia combinaría las partes principales de D02 con el documento D01 para obtener las características de esta reivindicación, pudiendo considerarse el uso de la librería OPEN DYNAMICS (reivindicación 13) como una mera opción de diseño.

Asimismo, el mismo documento D02 hace referencia al control del simulador desde un dispositivo de usuario dotado de una interfaz háptica, por lo que también se considera que un experto en la materia combinaría las partes principales de D02 con el documento D01 para obtener las características de las reivindicaciones 14 y 15. El documento D04 constituye también una aportación al estado de la técnica con respecto al contenido de ambas reivindicaciones.

Por lo que a la reivindicación 16 se refiere, no se indica nada en ella que no sea conocimiento común, puesto que el único efecto técnico que incluye es el de generar una señal cuando el procedimiento alcanza la zona objetivo.

En consecuencia, y a la vista de todo lo anterior, cabe concluir que las reivindicaciones 2 a 16 son nuevas pero carecen de actividad inventiva, derivándose de ello a su vez que también las reivindicaciones 17 a 19 son nuevas y carecen de actividad inventiva.

Por lo tanto, a la luz de D01 y D02 la invención divulgada en las reivindicaciones 2 a 19 es nueva pero carece de actividad inventiva tal como se establece en los artículos 6 y 8 de la Ley de Patentes 1986.

Reivindicaciones 20 y 21

La realización de un sistema basado en medios de computación, procesadores y memoria para la ejecución de simulaciones del árbol traqueo-bronquial, el dispositivo navegador y la selección del recorrido óptimo se pueden considerar que son ya conocidas del documento D01, por cuanto el sistema establecido en dicho documento contiene dichos componentes y es susceptible de producir el mismo efecto técnico (ejecución del procedimiento). En consecuencia, las reivindicaciones 20 y 21 no son nuevas a la vista del estado de la técnica conocido, tal y como se establece en el artículo 6 de la Ley de Patentes de 1986.