

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 989 996**

51 Int. Cl.:

A61B 17/122 (2006.01)

A01N 1/02 (2006.01)

A61M 1/36 (2006.01)

A61B 17/00 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.04.2012** **E 18212414 (9)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **07.08.2024** **EP 3473193**

54 Título: **Cánula para donante vivo**

30 Prioridad:

29.04.2011 US 201113097789

27.10.2011 US 201113283166

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

28.11.2024

73 Titular/es:

LIFELINE SCIENTIFIC, INC. (100.0%)

One Pierce Place, Suite 475W

Itasca, IL 60143, US

72 Inventor/es:

KRAVITZ, DAVID;

STEINMAN, CHRISTOPHER y

PETTINATO, DAVID

74 Agente/Representante:

CURELL SUÑOL, S.L.P.

ES 2 989 996 T3

Aviso: En el plazo de nueve meses a contar desde la fecha de publicación en el Boletín Europeo de Patentes, de la mención de concesión de la patente europea, cualquier persona podrá oponerse ante la Oficina Europea de Patentes a la patente concedida. La oposición deberá formularse por escrito y estar motivada; sólo se considerará como formulada una vez que se haya realizado el pago de la tasa de oposición (art. 99.1 del Convenio sobre Concesión de Patentes Europeas).

DESCRIPCIÓN

Cánula para donante vivo

5 Antecedentes

I. Campos técnicos relacionados

10 Los campos técnicos relacionados incluyen cánulas y procedimientos de pinzamiento, y más específicamente, cánulas y procedimientos de pinzamiento para perfundir uno o más órganos para monitorizar, tratar, sostener y/o restablecer la viabilidad del o de los órganos y/o para transportar y/o almacenar el o los órganos.

II. Técnica relacionada

15 Se han desarrollado diversos dispositivos que acoplan la anatomía de un órgano que está perfundiéndose a una máquina u otro equipo. Tales dispositivos normalmente se denominan pinzas de perfusión o simplemente cánulas. Aunque el término cánula, en utilización general, presenta otros significados, el término cánula se utiliza genéricamente a lo largo de toda esta memoria descriptiva para referirse a una pinza u otro dispositivo que proporciona una conexión a través de la cual puede establecerse un flujo de fluido.

20 En las figuras 1 a 3, se muestra un tipo de cánula tal como se describe en la patente US n.º 5.728.115 concedida a Westcott *et al.* Se utiliza un dispositivo de pinzamiento (cánula) 10 para acoplar la cánula de perfusión a la aorta renal 34. La pinza 10 incluye dos elementos longitudinales 12 y 14 que pivotan alrededor de un pasador 16. El extremo proximal del elemento 12 incluye un mango integrado 18, mientras que el extremo proximal del elemento 14 incluye un mango enterizo 20. El extremo distal del elemento 12 incluye un cabezal de pinza alargado, hueco, anular, enterizo 24, mientras que el extremo distal del elemento 14 incluye un cabezal de pinza alargado, hueco, anular, enterizo 26. El cabezal de pinza 26 incluye una boquilla 28 unida al mismo. El movimiento de los mangos 18 y 20 uno hacia el otro fuerza a que los elementos 12 y 14 pivoten alrededor del pasador 16, forzando de ese modo que los cabezales de pinza 24 y 26 de los elementos 12 y 14 se alejen entre sí. Un resorte 22 está situado entre los mangos 18 y 20 con el fin de desplazar los mangos separándolos entre sí. Esto, a su vez, tiende a forzar que los cabezales de pinza 24 y 26 se junten. Por tanto, los cabezales de pinza 24 y 26 de los extremos distales de los elementos 12 y 14 se enganchan en una relación de pinzamiento, a menos que se aplique una fuerza de compresión externa a los mangos 18 y 20. Una luz 32 se extiende a través de la boquilla 28.

35 En utilización, la pinza 10 se une a la aorta renal 34 de un órgano de donante tal como un riñón 36 abriendo la pinza 10, haciendo pasar el extremo distal 38 de la aorta renal 34 a través del cabezal de pinza anular 24, manteniendo el extremo distal 38 de la aorta renal 34 sobre el cabezal de pinza anular 24, y liberando presión sobre los mangos de la pinza 10 con el fin de permitir que el cabezal de pinza 26 se enganche con el extremo distal 38 de la aorta renal 34 contra el cabezal de pinza anular 24. Entonces puede unirse un catéter 40 a la boquilla 28 con el fin de proporcionar perfusión de líquido a través de la luz 32 y al interior de la aorta renal 34.

La publicación de solicitud de patente US n.º 2004/0111104 concedida a Schein *et al.* divulga otro tipo de cánula.

Sumario

45 Las cánulas, tal como se describió anteriormente, requieren la utilización de un parche aórtico también conocido como parche de Carrel, o manguito. Un parche aórtico es una sección de la aorta que permanece unida al órgano cuando el órgano se extrae de un donante de órganos. El parche aórtico se utiliza para facilitar la canulación de la vasculatura del órgano donado. Un parche aórtico normalmente solo está disponible a partir de un donante fallecido debido al daño resultante a la aorta requerido para un parche aórtico. Por tanto, las cánulas descritas anteriormente adolecen de un problema porque no son adecuadas para su utilización con órganos, tales como un riñón, donados de un donante vivo u órganos en los que en cualquier caso no se dispone de un parche aórtico. Con un órgano de este tipo, la cantidad de tejido disponible para la canulación es mucho menor. Se debe tener cuidado de no dañar la cantidad limitada de tejido disponible cuando se une una cánula, de modo que quede tejido adecuado para volver a conectar el órgano cuando el órgano se trasplanta al receptor, y para impedir el daño que podría dar como resultado la pérdida del órgano.

60 Las implementaciones ejemplificativas de los principios inventivos amplios descritos en la presente memoria proporcionan una cánula que puede utilizarse sin un parche aórtico. La invención está definida por la reivindicación 1 adjunta.

Breve descripción de los dibujos

65 Pueden describirse implementaciones ejemplificativas haciendo referencia a las siguientes figuras, en las que:

las figuras 1 a 3 ilustran una cánula de la técnica anterior;

la figura 4 ilustra una cánula en un estado abierto;

la figura 5 ilustra una cánula en un estado cerrado;

la figura 6 ilustra una sección transversal de una cánula en un estado cerrado;

la figura 7 ilustra una sección transversal parcial de una cánula; y

la figura 8 ilustra una cánula en un estado cerrado.

Descripción detallada de formas de realización

La conservación de órganos mediante perfusión mecánica se ha llevado a cabo a temperaturas hipotérmicas con o sin control informático con perfundidos cristaloides y sin oxigenación. Véanse, por ejemplo, las patentes US n.ºs 5.149.321, 5.395.314, 5.584.804, 5.709.654 y 5.752.929 y la solicitud de patente US con n.º de serie 08/484.601 concedida a Klatz *et al.*

De manera ideal, los órganos se obtendrían de modo que se limite su tiempo de isquemia caliente hasta esencialmente cero. Desgraciadamente, en realidad, muchos órganos, especialmente los procedentes de donantes de corazón fallecidos, se obtienen después de periodos de tiempo de isquemia caliente prolongados (es decir, 45 minutos o más). La perfusión mecánica de estos órganos a baja temperatura ha demostrado una mejora significativa (Transpl Int 1996 Daemen). Se han utilizado numerosas configuraciones de bombeo y circuitos de control para lograr este objetivo y para perfundir mecánicamente órganos en general. Véanse, por ejemplo, las patentes US n.ºs 5.338.662 y 5.494.822 concedidas a Sadri; la patente US n.º 4.745.759 concedida a Bauer *et al.*; las patentes US n.ºs 5.217.860 y 5.472.876 concedidas a Fahy *et al.*; la patente US n.º 5.051.352 concedida a Martindale *et al.*; la patente US n.º 3.995.444 concedida a Clark *et al.*; la patente US n.º 4.629.686 concedida a Gruenberg; las patentes US n.ºs 3.738.914 y 3.892.628 concedidas a Thome *et al.*; las patentes US n.ºs 5.285.657 y 5.476.763 concedidas a Bacchi *et al.*; la patente US n.º 5.157.930 concedida a McGhee *et al.*; y la patente US n.º 5.141.847 concedida a Sugimachi *et al.*

Las cánulas y los procedimientos de pinzamiento descritos en la presente memoria pueden utilizarse conjuntamente con el aparato y los procedimientos descritos en las patentes US n.ºs 6.014.864, 6.183.019, 6.241.945 y 6.485.450 concedidas a Owen. Aunque estos aparatos y procedimientos se refieren a la recuperación y el trasplante de órganos, las cánulas y los procedimientos de pinzamiento descritos en la presente memoria también pueden utilizarse en otras diversas intervenciones médicas y con otros diversos equipos médicos cuando se desea pinzamiento con flujo de fluido. Por tanto, las cánulas y los procedimientos de pinzamiento descritos en la presente memoria no se limitan a las aplicaciones descritas a continuación, junto con las implementaciones a modo de ejemplo.

La figura 4 muestra un aparato de pinzamiento con perfusión o cánula 100 según una primera implementación ejemplificativa. La cánula 100 puede conectar una o más arterias de un órgano a una máquina o sistema de perfusión (no mostrado), por ejemplo, mediante conexión a tubos de la máquina o el sistema de perfusión. Todas las superficies de contacto con el fluido médico están formadas preferentemente por o están recubiertas con materiales compatibles con el fluido médico utilizado, preferentemente materiales no trombogénicos.

El fluido médico para perfusión puede ser cualquier fluido médico adecuado. Por ejemplo, puede ser una solución cristaloides simple, o puede potenciarse con un portador de oxígeno apropiado. El portador de oxígeno puede ser, por ejemplo, glóbulos rojos lavados, estabilizados, hemoglobina reticulada, hemoglobina pegilada o emulsiones a base de fluorocarbono. El fluido médico también puede contener antioxidantes que se sabe que reducen el daño por peroxidación o radicales libres en el entorno fisiológico y agentes específicos que se sabe que ayudan en la protección tisular. Además, el fluido médico también puede incluir sangre o hemoderivados.

La cánula 100 se muestra en la figura 4 en un estado abierto y en la figura 5 en un estado cerrado. En el estado abierto, una primera parte circunferencial 110 y una segunda parte circunferencial 120 se hacen rotar alejándose una de otra sobre una primera bisagra 150. Las primera y segunda partes circunferenciales se hacen rotar en contacto entre ellas para formar una segunda superficie de pinzamiento 134 (descrita más adelante). Cuando la vasculatura se dispone entre la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120 en tal estado cerrado, se soporta la circunferencia de la vasculatura. Una estructura de sujeción 140 fija la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120 en este estado cerrado. La estructura de sujeción 140 puede lograrse de numerosas formas. En las figuras, la estructura de sujeción 140 se muestra como un encaje a presión liberable, pero otras estructuras de sujeción, tales como, una correa o atadura, presentarán un efecto similar. Cuando se utiliza un encaje a presión liberable, la cánula puede volver a abrirse sin romperse, de modo que la vasculatura puede reducirse o recolocarse. Preferentemente, el encaje a presión liberable genera un sonido audible tal como un "clic" cuando el encaje a presión se engancha completamente, lo que permite que el usuario sepa que el encaje a presión está completamente enganchado, sin necesidad de realizar una inspección visual.

Aunque la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120 se muestran conectadas de manera rotatoria en la primera bisagra 150, se contemplan otros procedimientos de conexión en los principios inventivos amplios descritos en la presente memoria. Por ejemplo, por lo menos una de la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120 podrían soltarse antes del cierre, y luego encajarse a presión a la otra de la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120. Alternativamente, la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120 podrían trasladarse sobre pasadores o rieles. Se contemplan muchas implementaciones de movimiento relativo entre estas dos partes dentro de los principios inventivos amplios descritos en la presente memoria.

Tanto la primera parte circunferencial 110 como la segunda parte circunferencial 120 incluyen una parte estrechada 190. Tal como se muestra en la figura 6, la parte estrechada 190 presenta un diámetro más estrecho que el espacio cilíndrico 200 formado entre la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120. La parte estrechada 190 ayuda a fijar la vasculatura, pero no debe restringir excesivamente el flujo de fluido a través de la vasculatura. Para permitir un flujo de fluido adecuado dentro de la vasculatura, la parte estrechada 190 puede restringir el diámetro exterior de la vasculatura, por ejemplo, a menos de aproximadamente el veinticinco por ciento, preferentemente menos del veinte por ciento, por ejemplo, aproximadamente el doce o aproximadamente el diecinueve por ciento en un punto más estrecho en o cerca de la primera superficie de pinzamiento 132 y/o la segunda superficie de pinzamiento 134. La parte estrechada 190 se expande preferentemente de manera rápida hasta la parte cilíndrica 200 de manera que la parte cilíndrica 200 da como resultado una interferencia mínima o cero con la vasculatura. Una configuración de este tipo minimiza o evita completamente la estenosis indebida producida en la vasculatura cuando no se requiere.

Una vez que la vasculatura está soportada entre la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120, una junta de sellado 130 se pone en contacto con un extremo de la vasculatura. Esto puede lograrse haciendo rotar una parte de cámara 160, por medio de una segunda bisagra 152, hasta una posición cerrada (tal como se muestra en la figura 5), lo que pondrá a la junta de sellado 130 en contacto con un extremo de la vasculatura. En esta posición cerrada, la primera superficie de pinzamiento 132 y la segunda superficie de pinzamiento 134 fijan un extremo de la vasculatura. Las superficies cónicas complementarias de la primera superficie de pinzamiento 132 y la segunda superficie de pinzamiento 134 fijan el extremo de la vasculatura de una manera que permite el flujo libre de líquido al interior de la vasculatura. Naturalmente, otras implementaciones de movimiento que fijan el extremo de la vasculatura están dentro de los principios inventivos amplios descritos en la presente memoria.

El flujo libre hacia y desde el interior de la vasculatura puede lograrse mediante un paso de flujo 136. El paso de flujo 136 puede ser un orificio circular a través de la junta de sellado 130, que también puede ser circular. Las formas de la junta de sellado 130 y del paso de flujo 136 no están limitadas a ser circulares, y pueden verse influidas por otras consideraciones de diseño. La junta de sellado 130 puede incluir una parte cónica 250 en el paso de flujo 136 tal como se muestra en la figura 7. La parte cónica 250 puede incluir zonas dentadas y/o moleteadas 180, que proporcionan un efecto de laberinto con zonas dentadas y/o moleteadas 180 complementarias en la primera parte circunferencial 110 y/o la segunda parte circunferencial 120, para mejorar la capacidad de la junta de sellado para fijar el extremo de la vasculatura. En una implementación a modo de ejemplo, la parte cónica 250 se extiende aproximadamente entre 1.5 y 3.0 milímetros.

La junta de sellado 130 puede estar compuesta por un material elastomérico. Esto ayudará a impedir el daño a la vasculatura, particularmente al interior de la vasculatura, que puede ser más propensa al daño que el exterior de la vasculatura. La dureza Shore A (también conocida como durómetro) de la junta de sellado 130 puede escogerse para que esté dentro de un intervalo no menor de aproximadamente 32 y no mayor de aproximadamente 80 o dentro de cualquier intervalo más pequeño dentro del mismo, tal como, no menor de aproximadamente 60 y no mayor de aproximadamente 70. Como ejemplos, el durómetro puede ser de aproximadamente 35, 40, 45, 50, 55, 60, 65, 70, 75 u 80. Tal como se utiliza en la presente memoria, el término "aproximadamente" pretende representar tolerancias de fabricación inherentes e inexactitudes en la medición. La dureza puede adaptarse adicionalmente dentro o fuera de estos intervalos, dependiendo de las necesidades de la vasculatura que va a canularse. Pueden incluirse juntas de sellado 130 de diversa dureza y/o juntas de sellado 130 con diferentes tamaños del paso de flujo 136 con la cánula 100 para formar un kit que puede utilizarse con diferentes vasculaturas.

La junta de sellado 130 se acopla con una primera abertura (no etiquetada) en una cámara 162 de la parte de cámara 160. El paso de flujo 136 permite la comunicación de líquido desde la vasculatura hacia la cámara 162. La parte de cámara 160 también incluye una segunda abertura 166 y una tercera abertura 168 en comunicación de fluido con la cámara. La segunda abertura 166 y la tercera abertura 168 proporcionan un flujo de fluido "lateral", es decir, un flujo de fluido que es sustancialmente perpendicular a la dirección del flujo de fluido hacia y desde el tejido al que se une la cánula. Por ejemplo, el uno o más racores de la cánula están orientados para presentar un eje de flujo de fluido que es sustancialmente perpendicular a un eje de flujo de fluido hacia dentro/fuera del paso de flujo 136. Esta disposición de flujo de fluido "lateral" permite que la cánula se conecte a tubos de un transportador de órganos, por ejemplo, que está sustancialmente en un solo plano, por ejemplo, tal como se describe en la patente US n.º 7.678.563 y en la publicación de solicitud de patente US n.º 2004/0221719. Además, pueden conectarse

múltiples cánulas e incluso interconectarse sustancialmente dentro del mismo plano.

Una o ambas de entre la segunda abertura 166 y la tercera abertura 168 pueden conectarse a un racor 107 utilizado para el cebado y/o la eliminación de burbujas de aire. Un segundo racor 107 comprende una lumbrera o válvula para tal fin. La segunda abertura 166 y la tercera abertura 168 también pueden utilizarse para interconectar múltiples cánulas, por ejemplo, conectando tubos en paralelo, por ejemplo, discurrendo un conducto de infusión dividido hacia el primer racor de cada cánula, o en serie, por ejemplo, conectando el primer racor de una cánula al segundo racor de otra cánula. Para los racores puede utilizarse una geometría de tipo Luer convencional u otra estructura adecuada.

La parte de cámara 160 puede incluir una parte ópticamente transparente 170. La parte ópticamente transparente 170 permite la inspección visual del interior de la cánula. Esto es particularmente ventajoso porque permite que un usuario inspeccione el pinzamiento de la vasculatura dentro de la cánula e inspeccione otras cosas tales como daño a la vasculatura o burbujas dentro de la cánula o que fluyen a través de esta. La parte ópticamente transparente puede proporcionar un aumento óptico para permitir que el usuario vea más detalles de la vasculatura, que pueden ser relativamente pequeños, quizá de entre tres y siete milímetros de diámetro.

La parte de cámara 160 puede incluir una parte de enganche 262 de junta de sellado dispuesta en una pared de la parte de cámara y configurada para engancharse con una periferia exterior de la junta de sellado 130. Una parte de enganche a modo de ejemplo tal como se muestra en la figura 7 generalmente presenta forma de cresta, pero puede presentar cualquier forma que facilite un enganche positivo con la junta de sellado 130. La parte de enganche 262 de junta de sellado puede mejorar significativamente la función de la junta de sellado 130. La parte de cámara 160 también puede incluir soportes 165 que soportan la junta de sellado 130 e impiden que la junta de sellado 130 se flexione excesivamente o incluso se colapse. La figura 7 muestra una sección transversal con dos de tales soportes 165 con una sección transversal aproximadamente rectangular con dos soportes 165 adicionales no visibles, pero se incluye cualquier número de soportes con cualquier forma en los principios inventivos amplios descritos en la presente memoria. Los soportes 165 se muestran más cerca de un centro de la parte de cámara 160 que la parte de enganche 262 de junta de sellado, y los soportes 165 están separados radialmente y por igual alrededor de un centro de la parte de cámara 160, que también corresponde a un centro de la junta de sellado 130. Tales soportes reducen o evitan completamente la posibilidad de que una junta de sellado 130 compuesto por un material elastomérico relativamente blando pueda ponerse del revés dentro de la cámara 160, lo que puede impedir que la junta de sellado 130 realice correctamente su función de sellado.

Tal como se muestra en la figura 4, tanto la primera parte circunferencial 110 como la segunda parte circunferencial 120 incluyen una superficie 220 que está fuera del diámetro de la segunda superficie de pinzamiento 134 y es aproximadamente perpendicular a una circunferencia de una vasculatura que está soportada dentro de la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120. Esta superficie incluye zonas dentadas y/o moleteadas 180. Dichas zonas dentadas y/o moleteadas 180 pueden incluirse para fijar tejido adicional de la vasculatura. Opuesta a la superficie 220, puede proporcionarse una nervadura de rigidización longitudinal 320 para mejorar la rigidez de la superficie 220, tal como se muestra en la figura 6. Aunque la cánula 100 es completamente operativa cuando se fija la vasculatura sin un parche aórtico, la superficie 220 y las zonas dentadas y/o moleteadas 180 cooperan con la estructura correspondiente (no etiquetada) en la parte de cámara 160 para fijar opcionalmente un parche aórtico. Por tanto, las implementaciones ejemplificativas de los principios inventivos amplios descritos en la presente memoria proporcionan una cánula que puede utilizarse con o sin un parche aórtico. Por ejemplo, cuando se canula un riñón, pueden estar presentes o no partes significativas de la arteria renal. Por tanto, la cánula 100 puede utilizarse eficazmente en cualquier situación.

También pueden incluirse unas zonas dentadas y/o moleteadas 180 en la segunda superficie de pinzamiento 134. Las zonas dentadas y/o moleteadas 180 pueden omitirse de la primera superficie de pinzamiento 132, particularmente si el contacto de la primera superficie de pinzamiento 132 con el interior de la vasculatura produjera de otro modo un daño inaceptable a la vasculatura. El material elastomérico relativamente blando de la junta de sellado 130 (y, por tanto, de la segunda superficie de pinzamiento 132) puede ayudar a impedir el daño a la superficie interior de la vasculatura aunque estén presentes zonas dentadas y/o moleteadas 180 en la junta de sellado 130. La longitud de la junta de sellado que entra en la íntima de la arteria se minimiza, minimizando de ese modo el daño al interior de la arteria.

También puede incluirse una muesca 210 en una o ambas de la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120. Cuatro de tales muescas se muestran en la figura 4. Cada muesca 210 puede utilizarse para fijar suturas o ramas laterales de la vasculatura. Las suturas pueden unirse a las ramas laterales.

También pueden incluirse uno o más tacos 300 en una o ambas de entre la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120. En la figura 4 se muestran cuatro de tales tacos distribuidos equidistantes alrededor de las partes circunferenciales (por ejemplo, cada noventa grados), pero cualquier número de tacos puede estar provisto de cualquier separación. Cada taco 300 puede utilizarse, por ejemplo, para fijar suturas o ramas laterales de la vasculatura. Las suturas pueden unirse a las ramas laterales. Tales tacos pueden configurarse de manera que la sutura o las ramas laterales pueden envolverse alrededor del taco o atarse a este. Un taco preferido es un saliente que presenta generalmente forma de poste. Preferentemente, la forma de poste puede

incluir una parte ampliada 310, a lo largo de la longitud o en el extremo del poste, de manera que la parte ampliada 310 está configurada y ubicada de modo que la parte ampliada 310 proporcione un impedimento para que la sutura o rama lateral se deslice fuera del taco. Preferentemente, el taco 300 está configurado para que la sutura o rama lateral se una al taco 300 entre la parte ampliada 310 y en cualquiera de entre la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120 se incluye el taco 300. El taco 300 se muestra con una sección transversal generalmente rectangular o cuadrada, pero la sección transversal puede presentar cualquier forma según sea necesario para promover la facilidad de utilización y/o la facilidad de fabricación.

La figura 5 incluye cuatro postes 230. Estos postes pueden utilizarse para anclar una o más correas 400 que envuelven la cánula 100 para sujetar la parte de cámara 160 a la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120 y mantener la cánula en un estado cerrado. Puede utilizarse un solo poste 230 para anclar cada correa 400, pero si se incluyen dos o más postes 230, puede mejorarse la facilidad de fabricación y utilización y/o pueden disminuirse los costes de fabricación porque las correas 400 pueden sujetarse a la parte de cámara 160 sin la utilización de una estructura de sujeción adicional tal como un adhesivo. La figura 5 muestra dos grupos de dos postes 230. En la forma de realización a modo de ejemplo de la figura 8, cada poste 230 en cada grupo de postes se dispone aproximadamente noventa grados alrededor de una superficie de la cánula entre ellos. Es decir, los postes 230 en cada grupo son aproximadamente perpendiculares entre sí, pero se contemplan otras posiciones relativas. Preferentemente, las posiciones relativas de los postes 230 en cada grupo se eligen de manera que la correa 400 unida a cada grupo de postes 230 elimine la necesidad de adhesivo. Si se incluye una correa 400, la nervadura de rigidización 320 puede incluir un rebaje 330 para facilitar la ubicación de la correa 400 e inhibir o impedir que la correa se mueva lateralmente. También pueden utilizarse estructuras alternativas para sujetar la parte de cámara 160 a la primera parte circunferencial 110 y la segunda parte circunferencial 120, tal como un encaje a presión o mecanismo de trinquete.

En una implementación a modo de ejemplo, tanto la primera bisagra 150 como la segunda bisagra 152 pueden incluir algo de rigidez o resistencia al movimiento, de manera que ambas bisagras permanecerán en cualquier estado parcial o completamente abierto o cerrado, a menos que se aplique una fuerza externa. Tal rigidez o resistencia puede lograrse en las bisagras proporcionando un ajuste con apriete o un ajuste línea a línea en partes de acoplamiento de las bisagras. Esto favorece la facilidad de utilización, porque un usuario puede colocar las bisagras en cualquier posición deseada sin que las bisagras se muevan a una posición no deseada, lo que puede liberar al usuario de sostener la cánula con una sola mano y permitir que la segunda mano del usuario quede libre para otras tareas.

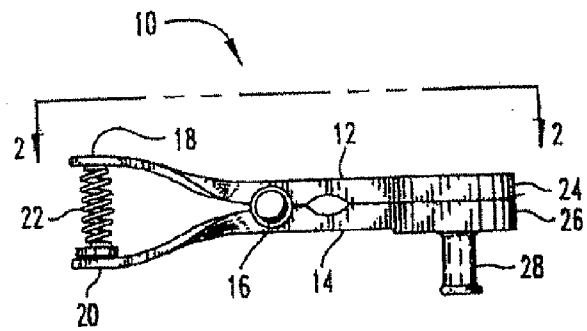
Aunque se han descrito diversas características conjuntamente con los ejemplos explicados resumidamente antes, pueden ser posibles diversas alternativas, modificaciones, variaciones y/o mejoras de esas características y/o ejemplos. Por consiguiente, se pretende que los ejemplos, tal como se explicó anteriormente, sean ilustrativos.

REIVINDICACIONES

1. Cánula (100) para perfusión de un órgano de donante, comprendiendo la cánula:

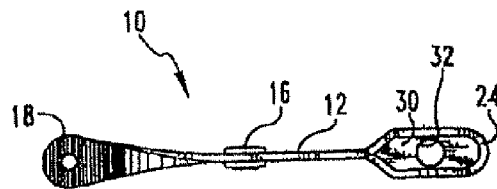
- 5 una primera superficie de pinzamiento (132);
- una segunda superficie de pinzamiento (134) opuesta a la primera superficie de pinzamiento (132), estando la primera (132) y segunda (134) superficies de pinzamiento configuradas para cooperar con el fin de fijar un extremo de la vasculatura entre ellas;
- 10 una superficie de soporte de tejido (220) fuera de la segunda superficie de pinzamiento (134) y configurada para retener el tejido fuera de la primera superficie de pinzamiento (132) y la segunda superficie de pinzamiento (134);
- 15 una nervadura de rigidización (320) longitudinal opuesta a la superficie de soporte de tejido (220) que rigidiza la superficie de soporte de tejido (220); y
- una correa (400) que sujeta la cánula (100) en una posición cerrada, caracterizada por que:
- 20 la cánula comprende una primera parte circunferencial (110) y una segunda parte circunferencial (120) que cooperan mutuamente para soportar una circunferencia de la vasculatura y para formar la segunda superficie de pinzamiento (134); y
- 25 la nervadura de rigidización (320) comprende un rebaje (330) que está opuesto a la superficie de soporte de tejido y está configurado para limitar el movimiento lateral de la correa (400).

2. Cánula (100) según la reivindicación 1, en la que la superficie de soporte de tejido (220) comprende unas zonas dentadas o moleteadas (180).



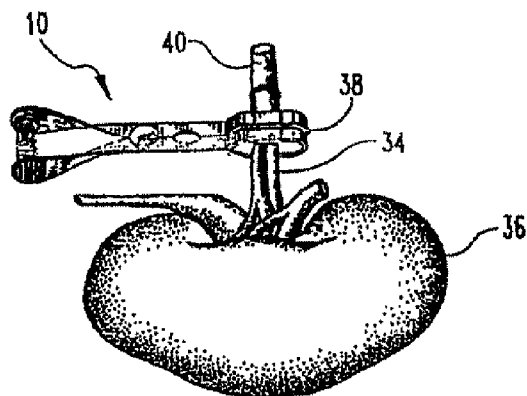
Técnica anterior

Fig. 1



Técnica anterior

Fig. 2



Técnica anterior

Fig. 3

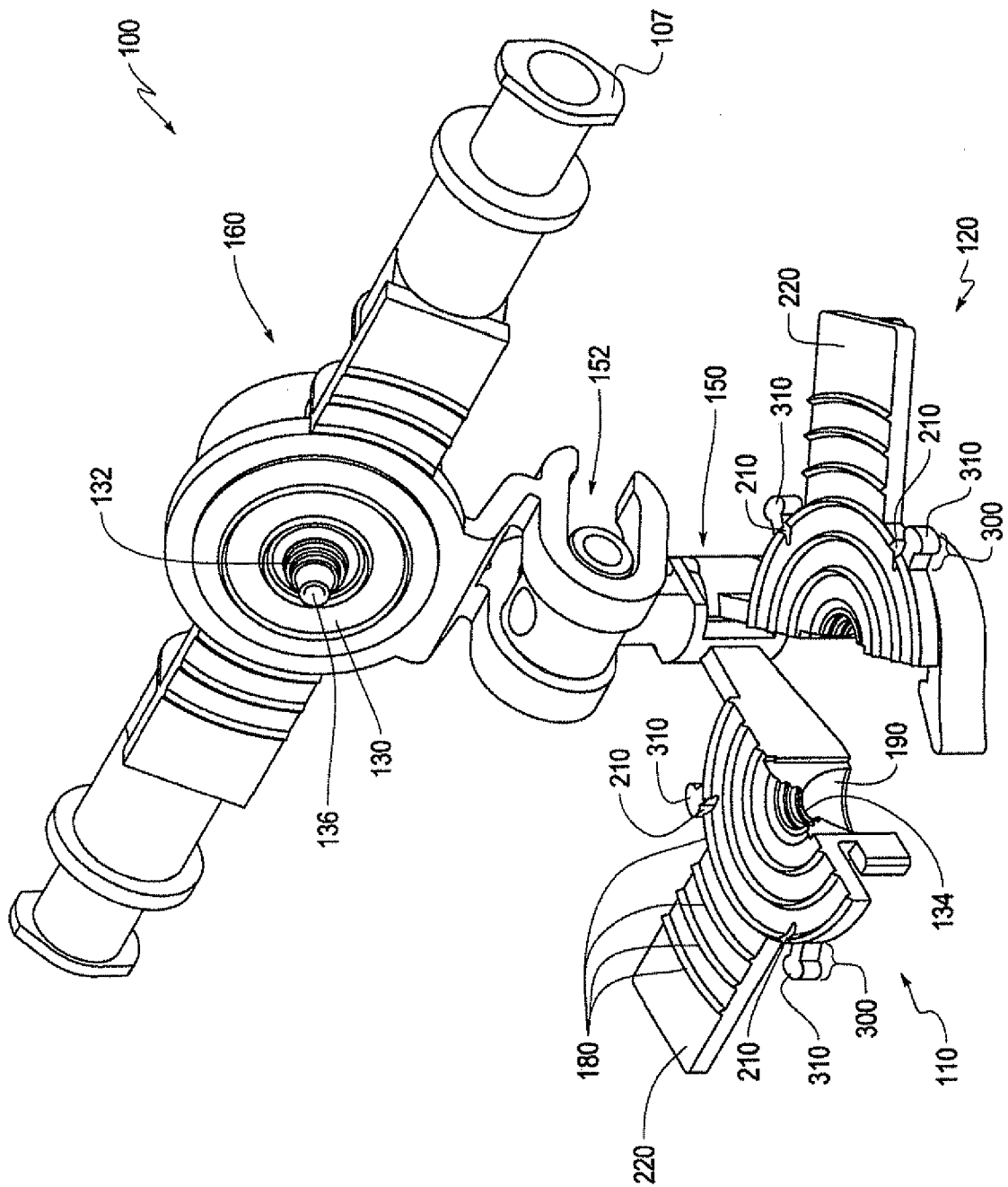


FIG. 4

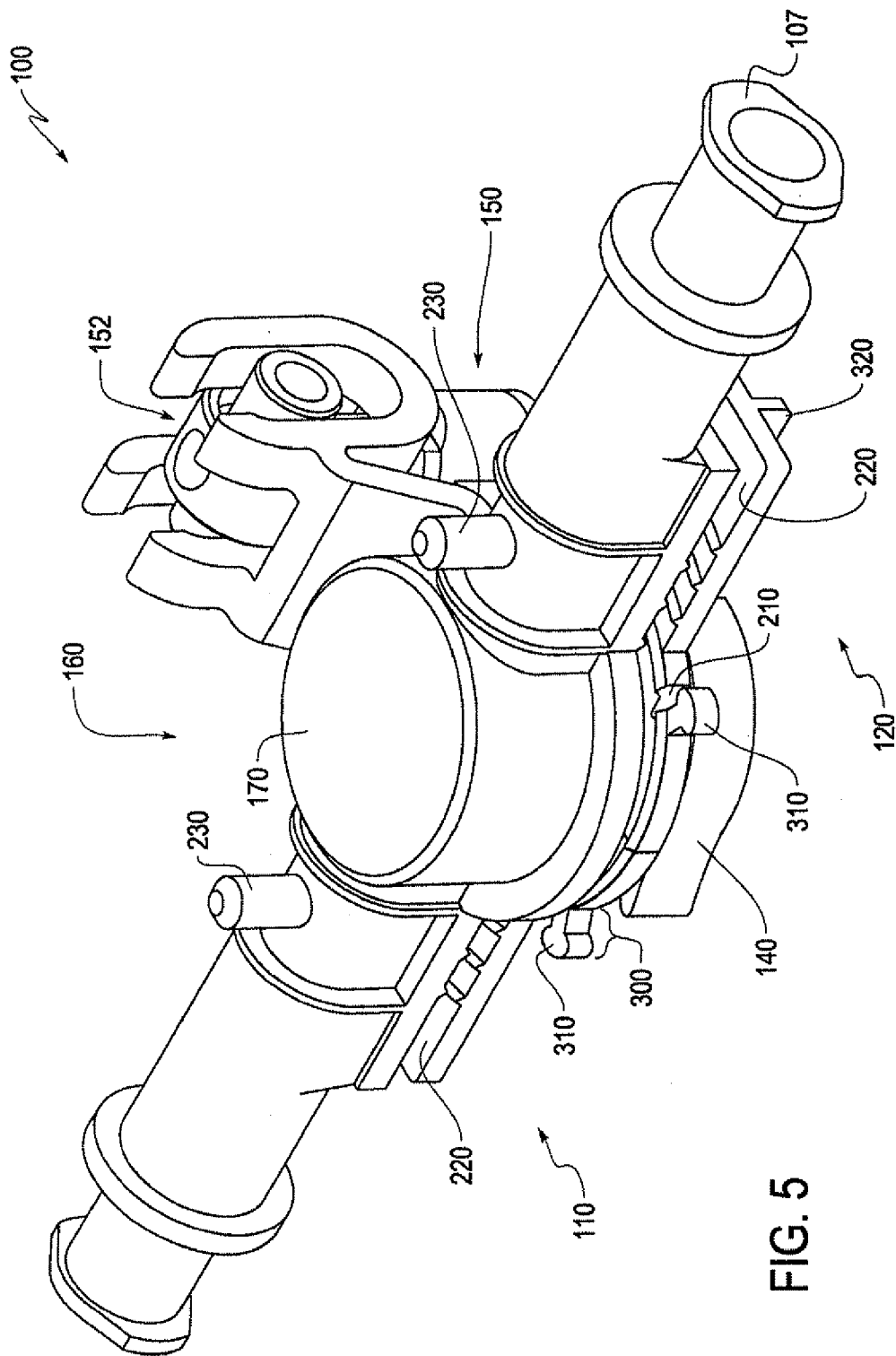
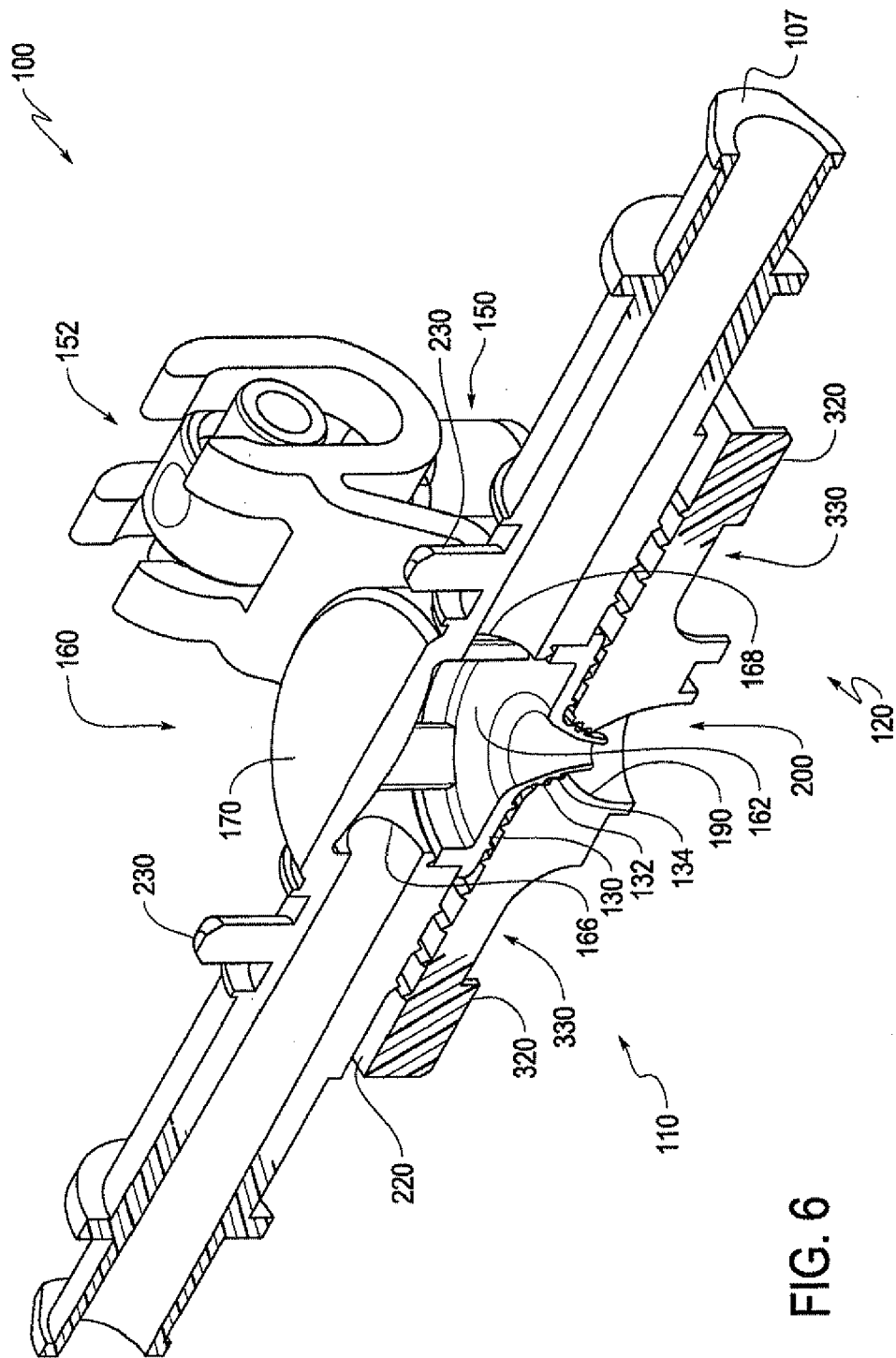
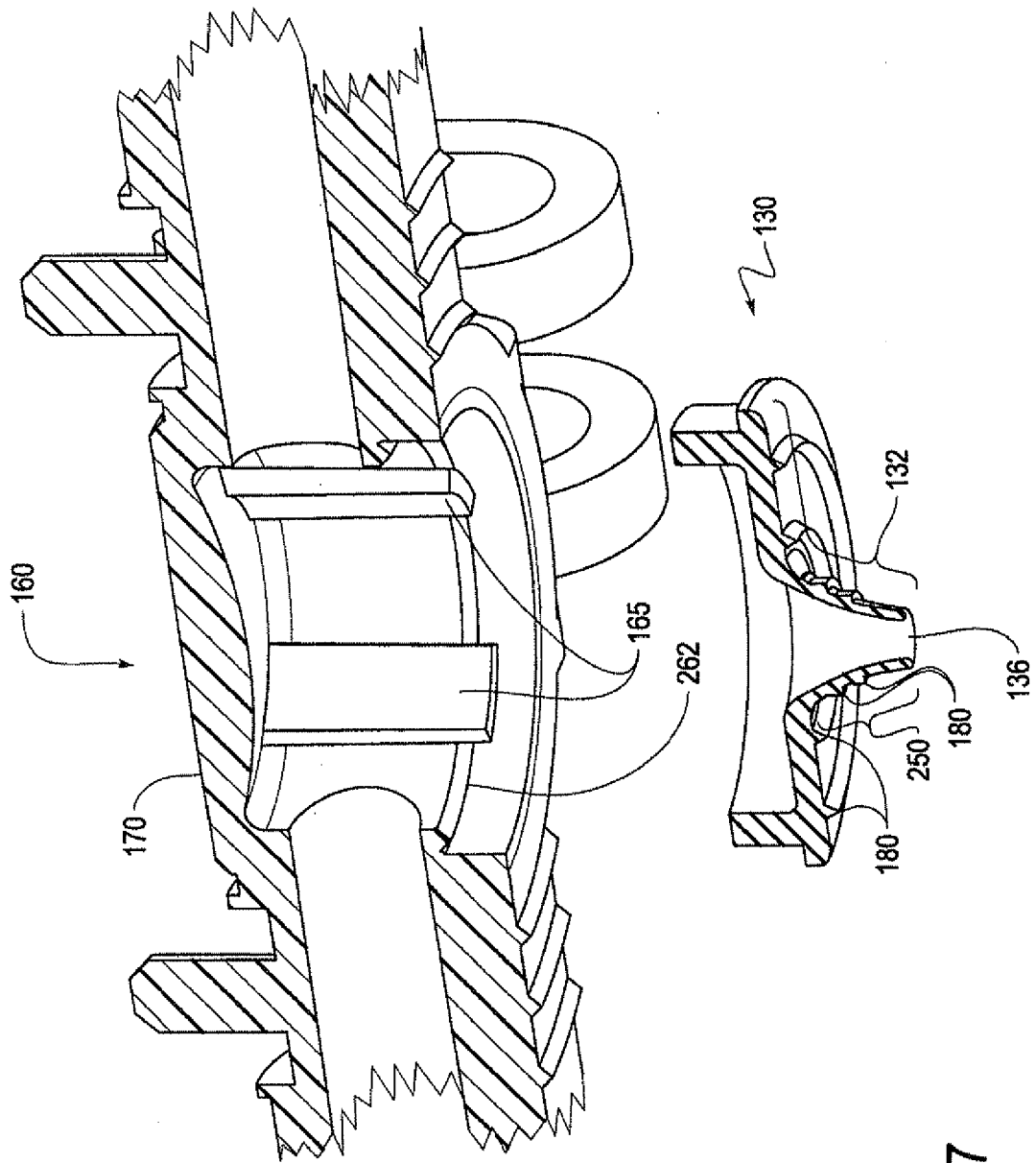


Fig. 5





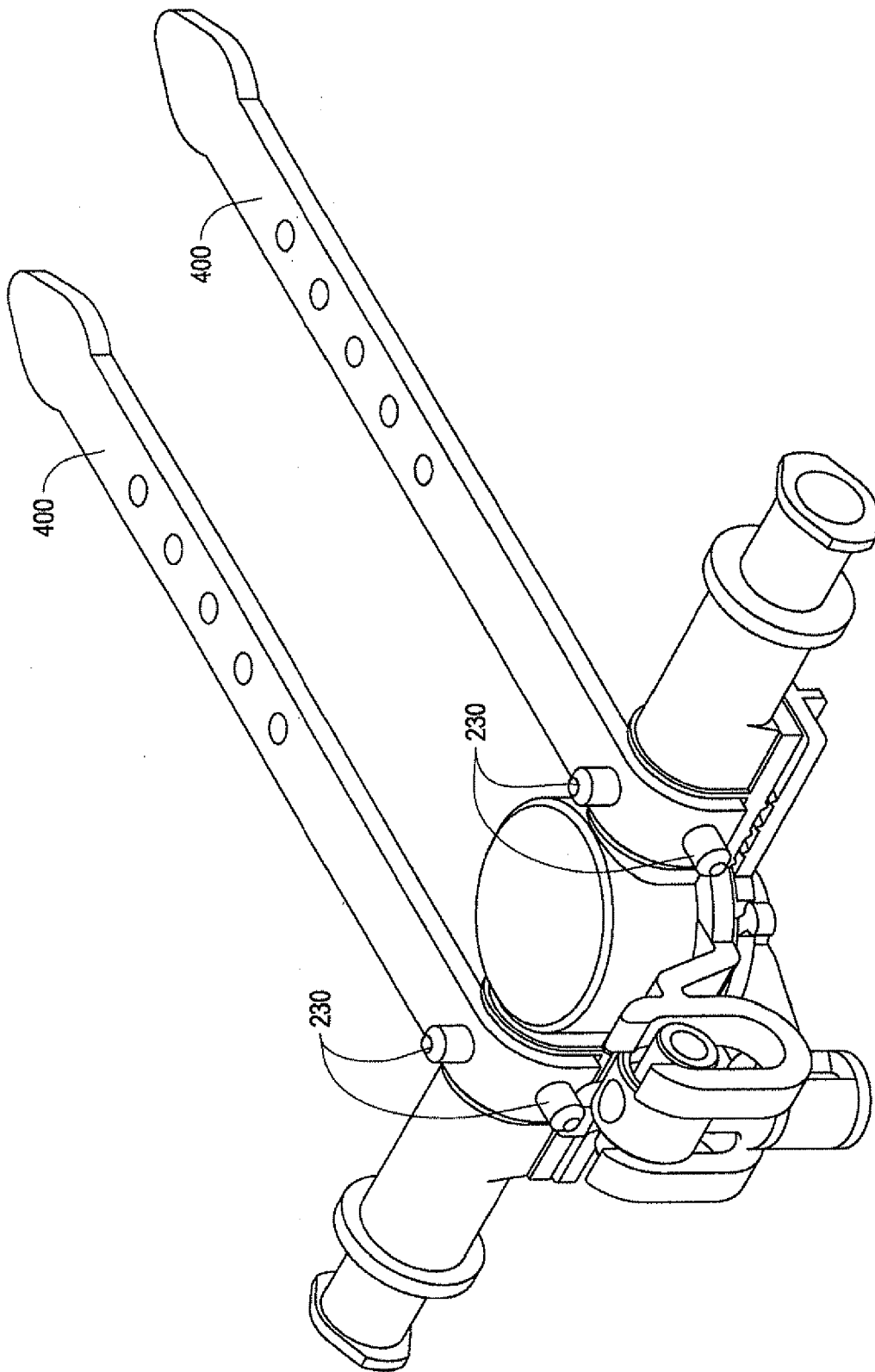


FIG. 8