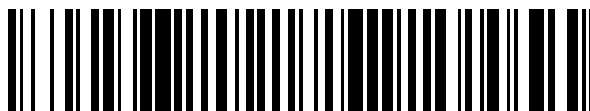


19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 602 058**

51 Int. Cl.:

A61B 17/072 (2006.01)

A61B 17/064 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.05.2009 E 15151525 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **05.10.2016 EP 2898840**

54 Título: **Cartucho de fijaciones quirúrgicas de compresión variable**

30 Prioridad:

09.05.2008 US 51890 P

25.03.2009 US 410850

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

17.02.2017

73 Titular/es:

**COVIDIEN LP (100.0%)
15 Hampshire Street
Mansfield, MA 02048, US**

72 Inventor/es:

MARCZYK, STANISLAW

74 Agente/Representante:

DE ELZABURU MÁRQUEZ, Alberto

ES 2 602 058 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

Cartucho de fijaciones quirúrgicas de compresión variable

Antecedentes

1. Campo técnico

5 La presente descripción se refiere a un aparato de aplicación de fijaciones quirúrgicas. De forma más específica, la presente descripción se refiere a un cartucho de fijaciones quirúrgicas que incluye una pluralidad de fijaciones quirúrgicas y un mecanismo para conformar las fijaciones quirúrgicas a efectos de aplicar fuerzas de compresión diferentes en un tejido dependiendo de la posición del tejido con respecto al cartucho, y a métodos de fabricación y uso del mismo.

10 **2. Antecedentes de la técnica relacionada**

En la técnica son bien conocidos los aparatos de fijación quirúrgicos disponibles comercialmente, estando adaptados de forma específica algunos de los mismos para usar en diversas intervenciones quirúrgicas que incluyen, aunque no de forma limitativa, anastomosis término-terminal, anastomosis término-terminal circular, anastomosis gastrointestinal abierta, anastomosis gastrointestinal endoscópica y anastomosis transversal. Las patentes US 5.915.616; 6.202.914; 5.865.361 y 5.964.394 describen cada una uno o más aparatos adecuados que pueden ser utilizados al llevar a cabo una de estas intervenciones.

De forma general, un aparato de fijación quirúrgico incluirá un yunque que se aproxima con respecto a un cartucho de fijaciones durante su uso. El yunque incluye unas depresiones que están alineadas y/o en correspondencia con respecto a unas ranuras definidas en el cartucho, a través de las que saldrán las fijaciones. Para llevar a cabo su conformación, las fijaciones salen del cartucho y son desplazadas contra el yunque. De forma típica, el cartucho de fijaciones tiene una o más filas de fijaciones dispuestas a lo largo de un canal que está configurado para acomodar una cuchilla u otro elemento de corte de este tipo, de modo que el tejido puede ser cortado y ser unido simultáneamente. Dependiendo del aparato de fijación quirúrgico específico, las filas de fijaciones pueden estar dispuestas en una configuración lineal o no lineal, p. ej., circular, semicircular o en forma de arco.

En la técnica son bien conocidos diversos tipos de fijaciones quirúrgicas, incluyendo, aunque no de forma limitativa, fijaciones unitarias y fijaciones de dos partes. Las fijaciones unitarias tienen una configuración conformada previamente y una configuración conformada. Las fijaciones unitarias incluyen de forma general un par de patas adaptadas para penetrar un tejido y conectadas mediante una conexión posterior desde la que se extienden. En uso, posteriormente a su conformación, algunos tipos de fijaciones unitarias tienen una configuración en forma de "B". De forma típica, la fijación de dos partes incluye unas patas que tienen puntas y conectadas por una conexión posterior, que se unen a una pieza de retención separada situada normalmente en el yunque y que quedan bloqueadas a la misma. En uso, la fijación de dos partes es presionada contra el tejido, de modo que las puntas penetran el tejido y sobresalen por el otro lado, donde las mismas quedan bloqueadas a la pieza de retención. Las retenciones evitan que la fijación de dos partes se separe del tejido. Las fijaciones de dos partes no están diseñadas para poder desbloquearse o retirarse. De forma general, las mismas están hechas de un material bioabsorbible.

Un problema común en cada una de estas intervenciones es la hemostasia o la velocidad a la que se detiene el sangrado del tejido intervenido. Es comúnmente conocido que, aumentando la cantidad de presión aplicada en una herida, es posible limitar la circulación de sangre, disminuyendo de este modo el tiempo necesario para conseguir la hemostasia. Por este motivo, los aparatos de fijación quirúrgicos aplican de forma general dos o más filas de fijaciones alrededor de la línea de corte para comprimir el tejido circundante a efectos de detener el sangrado y para unir el tejido cortado. Cada una de las fijaciones aplicará de forma general una fuerza de compresión en el tejido suficiente para efectuar la hemostasia, no obstante, si se aplica demasiada presión, esto puede provocar una reducción innecesaria en la circulación de sangre al tejido que rodea la línea de corte. De acuerdo con ello, la unión del tejido de esta manera puede provocar un alto nivel de necrosis, una menor velocidad de curación y/o una convalecencia más prolongada.

En consecuencia, resultaría ventajoso dar a conocer un aparato de fijación quirúrgico capaz de limitar la circulación de sangre en el tejido inmediatamente adyacente al tejido cortado para llevar a cabo la hemostasia y el cierre de la herida, maximizando al mismo tiempo la circulación de sangre en el tejido circundante para facilitar la curación. De forma adicional, cuando el tejido es retenido y comprimido entre el yunque y el cartucho, parte del fluido del tejido es expulsado por la presión, de modo que el tejido queda más comprimido en las partes del cartucho adyacentes a la línea de corte y al yunque que en los bordes laterales, de modo que también puede resultar deseable cortar y grapar un tejido con un espesor variable. Por lo tanto, resultaría ventajoso usar grapas que se adapten mejor a estos espesores de tejido distintos resultantes.

US 2007262116 A1 representa la técnica anterior más cercana y describe un cartucho de fijaciones quirúrgicas configurado para conseguir diferentes alturas de las grapas.

US2008078803 A1 describe grapas que tienen una conexión posterior ampliada..

Resumen

La presente invención proporciona un cartucho de fijaciones quirúrgicas de acuerdo con las características de la reivindicación 1. El cartucho de fijaciones quirúrgicas incluye un cuerpo de cartucho que tiene una superficie de contacto con tejido que incluye una pluralidad de ranuras de retención de fijaciones. En algunas realizaciones, la superficie de contacto con tejido incluye un canal configurado para acomodar el movimiento longitudinal de un elemento de corte. Una pluralidad de fijaciones quirúrgicas están dispuestas funcionalmente en la pluralidad de ranuras de retención de fijaciones. Una pluralidad de empujadores están asociados funcionalmente a la pluralidad de fijaciones quirúrgicas. En una realización, cada empujador está configurado para expulsar una fijación quirúrgica asociada hacia una depresión en un yunque. Una corredera de accionamiento está alojada en el interior del cuerpo de cartucho e incluye una pluralidad de cuñas de leva dispuestas en lados opuestos de un soporte central asociado a la corredera de accionamiento. La pluralidad de cuñas de leva están configuradas para contactar secuencialmente con la pluralidad de empujadores de modo que una fijación quirúrgica que es expulsada más cerca de una línea de corte produce una fuerza de compresión en un tejido grapado superior a la de una fijación quirúrgica expulsada más lejos de la línea de corte, obteniéndose el efecto de hemostasia deseado. En algunas realizaciones, el cartucho de fijaciones quirúrgicas tiene una corredera con una primera cuña de leva que tiene un extremo proximal y una segunda cuña de leva que tiene un extremo proximal, incluyendo el extremo proximal de la primera cuña de leva un área con muescas configurada para desviar el extremo proximal de la primera cuña de leva durante la conformación de las fijaciones quirúrgicas.

En realizaciones, la corredera de accionamiento está adaptada para su conexión funcional a una unidad de accionamiento asociada a un aparato de fijación quirúrgico, de modo que la corredera de accionamiento es móvil longitudinalmente en el interior del cuerpo de cartucho.

En algunas realizaciones, un soporte central de la corredera está configurado para su unión a una superficie de apoyo del elemento de corte.

En realizaciones, la pluralidad de cuñas de leva en lados opuestos del soporte central incluyen unas cuñas de leva interiores, intermedias y exteriores. Las cuñas de leva interiores pueden incluir unos extremos proximales que son relativamente rígidos y las cuñas de leva intermedias y exteriores incluyen cada una unos extremos proximales que son relativamente flexibles. En realizaciones, las cuñas de leva intermedias y exteriores definen cada una una distancia "G₁" y "G₂" de separación respectiva. En realizaciones, cada una de las distancias "G₁", "G₂" de separación separa partes desviables respectivas de las cuñas de leva intermedias y exteriores, estando configuradas las partes desviables respectivas para ser desviadas hacia una base de la corredera de accionamiento cuando la pluralidad de fijaciones quirúrgicas contactan con una depresión de conformación de fijaciones quirúrgicas correspondiente asociada a un yunque del aparato de fijación quirúrgico. En realizaciones, la distancia "G₁" de separación de la cuña de leva intermedia puede ser inferior a la distancia "G₂" de separación de la cuña de leva exterior. Las partes desviables pueden estar configuradas para contactar una parte no desviable respectiva de las cuñas de leva intermedias y exteriores.

En algunas realizaciones, cada uno de los extremos proximales de las cuñas de leva intermedias y exteriores incluye un área con muescas configurada para modificar la cantidad de desviación de las cuñas de leva intermedias y exteriores.

Breve descripción de los dibujos

A continuación se describen varias realizaciones de la presente descripción, haciendo referencia a los dibujos, en los que:

la FIG. 1 muestra un aparato de aplicación de fijaciones quirúrgicas para usar con un cartucho de fijaciones quirúrgicas que utiliza fijaciones quirúrgicas según realizaciones de la presente descripción;

la FIG. 2 muestra otro tipo de dispositivo de fijación quirúrgico que permite utilizar un ejemplo alternativo de un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la presente descripción;

la FIG. 3 muestra otro tipo de instrumento de fijación quirúrgico que permite utilizar una realización alternativa de un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la presente descripción;

la FIG. 4A es una vista en perspectiva superior ampliada del cartucho de fijaciones quirúrgicas mostrado en la FIG. 1;

la FIG. 4B es una vista parcial despiezada de una realización alternativa de un cartucho de fijaciones quirúrgicas configurado para usar con el aparato de aplicación de fijaciones quirúrgicas mostrado en la FIG. 3;

la FIG. 5A es una vista en sección parcial del cartucho de fijaciones quirúrgicas mostrado en la FIG. 4B;

la FIG. 5B es una vista ampliada del área de detalle indicada como 5B mostrada en la FIG. 5A;

la FIG. 6A es una vista en perspectiva lateral de una fijación quirúrgica configurada para usar con el cartucho mostrado en la FIG. 4A antes de su conformación;

5 la FIG. 6A-1 es una vista de un corte en perspectiva tomada a lo largo del segmento de línea A₁-A₁ de la fijación quirúrgica mostrada en la FIG. 6A;

las FIGS. 7A-7D muestran realizaciones alternativas de fijaciones quirúrgicas según la presente descripción;

la FIG. 8 es una vista en sección lateral de la fijación quirúrgica representada en la FIG. 6A, mostrada posteriormente a su conformación e introducida en unos segmentos de tejido adyacentes;

la FIG. 9 es una vista en perspectiva lateral de una configuración de la corredera mostrada en la FIG. 4B;

10 las FIGS. 10A-10C muestran la fijación quirúrgica representada en la FIG. 6A, mostrada antes y después de su conformación (en línea discontinua);

la FIG. 11 es una vista en sección parcial tomada a lo largo del segmento de línea "9-9" de la FIG. 4, que muestra el cartucho de fijaciones quirúrgicas cargado con las fijaciones quirúrgicas mostradas en la FIG. 6A; y

15 la FIG. 12 muestra otro tipo de dispositivo de fijación quirúrgico que permite utilizar un ejemplo alternativo de un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la presente descripción.

Descripción detallada de realizaciones ilustrativas

A continuación se describirán de forma detallada varias realizaciones ilustrativas del cartucho de fijaciones quirúrgicas y del método de fabricación del mismo descritos en la presente memoria, haciendo referencia a los dibujos, en los que los números de referencia similares indican elementos similares o idénticos. En los dibujos y en la siguiente descripción, el término "proximal" hará referencia al extremo del cartucho de fijaciones quirúrgicas más cercano al operario durante su uso, mientras que el término "distal" hará referencia al extremo del cartucho de fijaciones más alejado del operario, tal como resulta habitual y convencional en la técnica. Además, se entenderá que el término "fijación quirúrgica" incluye cualquier estructura formada por un material biocompatible que es adecuado para la función prevista de unir tejido, incluyendo, aunque no de forma limitativa, grapas y ganchos quirúrgicos y similares.

La presente descripción da a conocer un cartucho de fijaciones quirúrgicas adaptado para alojar una pluralidad de fijaciones quirúrgicas y un mecanismo para conformar las fijaciones quirúrgicas a efectos de aplicar diferentes fuerzas de compresión en un tejido dependiendo de la posición del tejido con respecto al cartucho. La variación de la fuerza de compresión puede afectar a la hemostasia del tejido. Por este motivo, en algunas realizaciones, las fijaciones quirúrgicas están conformadas de modo que algunas fijaciones quirúrgicas producen una mayor fuerza de compresión en el tejido que otras fijaciones quirúrgicas aplicadas desde el mismo cartucho.

Haciendo referencia a la FIG. 1, se muestra un aparato 1000 de aplicación de fijaciones quirúrgicas que utiliza un cartucho 100 de fijaciones quirúrgicas. El aparato 1000 de aplicación de fijaciones quirúrgicas se usa para aplicar secuencialmente una pluralidad de fijaciones quirúrgicas en el tejido de un paciente. El aparato 1000 de fijación quirúrgico puede estar configurado para ser usado, ser esterilizado posteriormente y ser reutilizado, o puede estar configurado para ser usado una sola vez. El aparato 1000 de fijación quirúrgico incluye una carcasa 1016 que incluye una parte 1018 de cilindro, un mango móvil 1002, un eje alargado 1004 que se extiende distalmente desde el mismo y una herramienta funcional 1006 conectada a un extremo distal 1008 del eje alargado 1004. De forma general, la herramienta funcional 1006 está adaptada para retener, unir secuencialmente y cortar segmentos de tejido adyacentes a lo largo de una línea de corte. La herramienta funcional 1006 incluye un par de mordazas opuestas 1010, 1012 conectadas de forma pivotante entre sí y que incluyen, respectivamente, un elemento 1014 de yunque y un cartucho 100 que se aproximan entre sí durante su uso. El yunque incluye una placa 90 de yunque que tiene unas depresiones 91 de conformación de fijaciones quirúrgicas 130 que están alineadas y/o en correspondencia con respecto a unas ranuras 126 (FIGS. 4A y 5A) definidas en el cartucho 100. Las fijaciones 130 salen a través de las ranuras 126 para ser desplazadas contra la placa 90 de yunque, tal como puede observarse, por ejemplo, en la FIG. 5A. Para una descripción más detallada de la aproximación y el disparo del aparato 1000 de aplicación de fijaciones quirúrgicas, se hace referencia a las patentes de titularidad común US 7.258.262 y 5.865.361, actualmente a nombre de Tyco Healthcare Group LP. La herramienta funcional 1006 puede comprender una unidad de carga retirable y sustituible para el aparato 1000. De forma alternativa, el cartucho 100 puede comprender una unidad de carga retirable y sustituible para el aparato 1000.

Aunque el aparato 1000 de aplicación de fijaciones quirúrgicas se ha representado como un aparato adecuado para usar en intervenciones laparoscópicas para llevar a cabo una unión por anastomosis quirúrgica de tejido, los expertos en la técnica entenderán que es posible adaptar el cartucho 100 para usar con cualquier instrumento quirúrgico adecuado para las funciones previstas descritas en la presente memoria. Por ejemplo, el cartucho 100 puede estar adaptado para ser usado con un dispositivo 2000 de anastomosis término-terminal, tal como se muestra

en la FIG. 2, y/o con un instrumento 3000 de grapado quirúrgico, tal como se muestra en la FIG. 3, para usar durante una intervención de grapado de anastomosis gastrointestinal abierta o, por ejemplo, con cualquiera de los aparatos de aplicación de fijaciones quirúrgicas descritos en las patentes US 6.045.560; 5.964.394; 5.894.979; 5.878.937; 5.915.616; 5.836.503; 5.865.361; 5.862.972; 5.817.109; 5.797.538 y 5.782.396. En algunas realizaciones, el cartucho es retirable y sustituible por otro cartucho cargado. En otras realizaciones, la herramienta funcional 1006 es retirable y sustituible.

A efectos de brevedad, las características estructurales y funcionales del cartucho 100 se describirán en términos de uso con el aparato 1000 de aplicación de fijaciones quirúrgicas.

Haciendo referencia a las FIGS. 4A y 4B, y haciendo referencia inicialmente a la FIG. 4A, se muestra el cartucho 100. El cartucho 100 se extiende a lo largo de un eje longitudinal "A-A" e incluye un cuerpo 112 de cartucho con un par de paredes 114, 116 laterales opuestas, una pared inferior 118 y una superficie 120 de contacto con tejido. La superficie 120 de contacto con tejido incluye un canal 122 que está configurado para acomodar el movimiento longitudinal de una cuchilla 602 u otro elemento de corte adecuado, de modo que el tejido grapado puede ser cortado a lo largo de una línea de corte. El cartucho también define unas cavidades 125 que se extienden longitudinalmente, que acomodan parte del mecanismo de conformación de fijaciones quirúrgicas y que se describen más adelante. La superficie 120 de contacto con tejido incluye una pluralidad de ranuras 126 de retención de fijaciones que se extienden desde la superficie 120 de contacto con tejido en el cartucho y que se cruzan con las cavidades 125 que se extienden longitudinalmente. Las ranuras 126 de retención de fijaciones están dispuestas en una pluralidad de filas 128 que se extienden sustancialmente en la longitud del cartucho 100. Tal como se muestra en la FIG. 4A, las ranuras 126 de retención de fijaciones están dispuestas en un par de primeras filas (interiores) 128_A que están separadas lateralmente del canal 122 y en sus lados opuestos, en un par de segundas filas (intermedias) 128_B que están separadas lateralmente del par de primeras filas 128_A y en lados opuestos del canal 122, y en un par de terceras filas (exteriores) 128_C que están separadas lateralmente del par de segundas filas 128_B y en lados opuestos del canal 122. Aunque el cartucho 100 se ha representado incluyendo pares de primeras, segundas y terceras filas 128_A, 128_B, 128_C, respectivamente, la presencia de más o menos filas de ranuras 126 de retención de fijaciones dispuestas en el cartucho 100 entra dentro del alcance de la presente descripción. De forma adicional, las filas 128 pueden ser anulares, en vez de ser lineales, y pueden estar separadas radialmente del elemento de corte; este es el caso en el que el cartucho de fijaciones se utiliza con el dispositivo de fijación quirúrgico mostrado en la FIG. 2.

Haciendo referencia a la FIG. 4B, cada una de las ranuras 126 de retención de fijaciones está configurada para alojar una o una pluralidad de fijaciones quirúrgicas 130 y empujadores 150 en su interior, de modo que las fijaciones quirúrgicas 130 son aplicadas en filas (p. ej., unas filas interiores, intermedias y exteriores) en lados opuestos de la línea de corte creada en el tejido durante la fijación, ver, por ejemplo, la FIG. 11. Los empujadores 150 están dispuestos al menos parcialmente en las ranuras 126 de retención de fijaciones y entran en contacto secuencialmente con una corredera 600 de accionamiento que provoca que las grapas 130 alojadas en el cartucho 100 de grapas sean expulsadas secuencialmente desde el mismo (FIG. 5B).

La unidad 601 de accionamiento axial incluye un vástago 608 de accionamiento alargado que incluye un cabezal 610 funcional distal y una sección 612 de unión proximal. En una realización, el vástago 608 de accionamiento está hecho de múltiples láminas de material apiladas. La sección 612 de unión incluye un par de dedos 612a y 612b de unión elásticos que se unen por montaje a un par de ranuras de retención correspondientes conformadas en un elemento 614 de accionamiento. El elemento 614 de accionamiento incluye un orificio proximal 616 configurado para alojar un vástago en un extremo distal de una varilla de control (no mostrada) asociada funcionalmente al aparato 1000 de aplicación de fijaciones quirúrgicas. La varilla de control se extiende coaxialmente a través del cuerpo alargado 1004 del aparato 1000 de aplicación de fijaciones quirúrgicas. El mango móvil 1002 controla el movimiento lineal de un eje de accionamiento (no mostrado) montado en la parte 1016 de cilindro. De forma más específica, en realizaciones, el eje de accionamiento tiene una cremallera definida en el mismo y el mango móvil 1002 tiene una pata de trinquete montada en el mismo para su unión progresiva al eje de accionamiento y para el desplazamiento del mismo. La pata puede estar montada en un eje de pivotamiento y un muelle de torsión helicoidal que desvía la pata para su unión a la cremallera. En funcionamiento, cuando el mango móvil 1002 se desplaza proximalmente, la pata gira en el sentido contrario al de las agujas del reloj y se une a los dientes del eje de accionamiento, permitiendo por lo tanto que el mango móvil 1002 accione el eje distalmente. Una superficie 620 de apoyo del cabezal funcional 610 está configurada para su unión a una cuña 645 de soporte central de la corredera 600 de accionamiento. Entre otras cosas, la unidad 601 de accionamiento axial transmite las fuerzas de accionamiento longitudinales ejercidas por la varilla de control dispuesta en el eje alargado 1004 a la corredera 600 de accionamiento. Para una descripción más detallada de las características funcionales de la unidad 601 de accionamiento axial, del mango móvil 1002, del eje de accionamiento y de la varilla de control, se hace referencia a la patente de titularidad común US 7.258.262.

La corredera 600 de accionamiento tiene una posición inicial más proximal. El cabezal funcional 610 (de la unidad 601 de accionamiento axial) está dispuesto apoyado en la corredera 600 y de manera proximal con respecto a la misma. El cabezal funcional 610 tiene un borde superior 604 que se une al elemento 1014 de yunque y un borde inferior 606 que se une a un canal 101 que soporta el cartucho 100. La herramienta funcional 1006 es accionada en

primer lugar para retener un tejido. El movimiento proximal del mango móvil 1002 desplaza la varilla de control distalmente. La varilla de control desplaza la unidad 601 de accionamiento axial, de modo que los bordes superior e inferior 604 y 606 del cabezal funcional 610, respectivamente, se unen al elemento 1014 de yunque y al canal 101, respectivamente, para aproximar el elemento 1014 de yunque y el cartucho 100 entre sí. Con el tejido retenido entre el elemento 1014 de yunque y el cartucho 100, las fijaciones son disparadas desde el aparato al tejido. Las fijaciones son disparadas accionando el mango 1002 nuevamente para desplazar adicionalmente la cuchilla 602 del cabezal funcional 610. De acuerdo con ello, tal como se muestra en la FIG. 5A, la unidad 601 de accionamiento axial acciona la corredera 600 de accionamiento distalmente hacia el cartucho 100 y a través del mismo. Durante su desplazamiento distal, la corredera 600 de accionamiento y los elementos funcionales asociados a la misma se desplazan a través de las cavidades 125 que se extienden longitudinalmente del cartucho. Unas superficies anteriores en ángulo de la corredera 600 de accionamiento contactan secuencialmente con los empujadores 150 a medida que la corredera se desplaza, entrando en contacto con los empujadores 150 en las superficies de leva conformadas en los empujadores 150. Mediante la interacción de las superficies de leva en los empujadores y las superficies anteriores en ángulo de la corredera 600 de accionamiento, los empujadores 150 son forzados en una dirección transversal con respecto a la dirección de movimiento de la corredera 600 de accionamiento. En consecuencia, los empujadores 150 empujan las fijaciones quirúrgicas 130 desde sus ranuras individuales 126, desplazando cada fijación quirúrgica 150 hacia una depresión 91 de conformación de grapas respectiva de la placa 90 de yunque. El disparo secuencial de las grapas sigue hasta que la corredera 600 de accionamiento se desplaza hasta el extremo distal del cartucho 100, momento en el que todas las grapas que estaban alojadas en el cartucho 100 habrán sido expulsadas. A continuación se describirá de forma más detallada la interacción entre la corredera 600 de accionamiento y los empujadores 150.

Haciendo referencia en este caso a las FIGS. 6A, 6A-1 y 7A-7D, el cartucho 100 puede estar cargado con fijaciones quirúrgicas, representadas de forma general como una fijación quirúrgica 130. La fijación quirúrgica 130 incluye dos patas 132 conectadas por una conexión posterior 134 que se extiende entre las mismas. El espesor de la conexión posterior 134 y de las patas 132 puede variar para unir segmentos "T₁", "T₂" de tejido adyacentes de espesor variable.

Las patas 132 y la conexión posterior 134 pueden definir una sección transversal que tiene cualquier configuración geométrica adecuada, incluyendo, aunque no de forma limitativa, rectangular, oval, cuadrada, triangular y trapezoidal. Las patas 132 y la conexión posterior 134 pueden presentar la misma configuración geométrica, de modo que la configuración de sección transversal de la fijación quirúrgica 130 es sustancialmente uniforme, tal como se muestra en la FIG. 6A, o, de forma alternativa, las patas 132 y la conexión posterior 134 pueden presentar configuraciones geométricas diferentes, p. ej., las patas 132 pueden presentar una sección transversal rectangular y la conexión posterior 34 puede presentar una sección transversal oval, tal como se muestra en las FIGS. 7A-7D. La conexión posterior 134 y/o las patas 132 pueden ser conformadas mediante cualquier medio conocido en la técnica, incluyendo, aunque no de forma limitativa, soldadura, soldadura fuerte, forja, moldeo, moldeo simultáneo y otros. De forma adicional, la conexión posterior 134 y/o las patas 132 pueden ser tratadas mediante templado, trabajo en frío, tratamiento en caliente y otros. Esto permite obtener una mayor resistencia a rotura de la fijación quirúrgica. Además, la conexión posterior puede incluir configuraciones diferentes de material, tubo, manguito, anillo y/o arandela de bloqueo y/o retención.

Tal como puede observarse en la FIG. 6A, antes de la conformación de la fijación quirúrgica 130, las patas 132 se extienden desde la parte posterior 134 de modo que las mismas son sustancialmente paralelas. De forma alternativa, las patas 132 pueden converger o divergir desde la conexión posterior. La presente descripción contempla que la fijación quirúrgica 130 también pueda estar configurada como una grapa desviada direccionalmente, tal como las descritas en la patente de titularidad común US 7398907.

Cada una de las patas 132 finaliza en un extremo 136 de penetración que está configurado para penetrar el tejido (por ejemplo, los segmentos "T₁", "T₂" de tejido) y/o otro material adecuado (por ejemplo, el material de bloqueo y/o retención). Los extremos 136 de penetración de las patas 132 pueden estar estrechados para facilitar la penetración de los segmentos "T₁", "T₂" de tejido o, de forma alternativa, los extremos 136 de penetración pueden no estar estrechados. En diversas realizaciones, los extremos 136 de penetración pueden definir una superficie cónica o plana. En realizaciones, una o ambas patas 132 pueden tener puntas. Este tipo de configuración de las patas 132 permite facilitar mantener la fijación quirúrgica 130 en una posición fija en el tejido y/o el material de bloqueo.

Haciendo referencia en este caso a la FIG. 8, se muestra la fijación quirúrgica 130 posteriormente a su conformación. La fijación quirúrgica 130 está configurada para aplicar una fuerza de compresión en el tejido grapado correspondiente. Con tal fin, las patas 132 cooperan con la conexión posterior 134 para mantener los segmentos o capas "T₁", "T₂" de tejido adyacentes y aplicar una fuerza "F" de compresión en los mismos. La fuerza "F" de compresión aplica presión en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido, limitando de este modo la circulación de sangre a través del tejido que rodea la fijación quirúrgica 130 y facilitando la hemostasia. La cantidad de presión aplicada en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido es limitada, de modo que la circulación de sangre a través del tejido no queda totalmente limitada. Al quedar conformada, la fijación quirúrgica 130 tiene generalmente forma de "B", con una altura general "H_F" (medida desde la superficie más exterior de la conexión posterior 134 hasta la curva más exterior de las patas 132) y un espacio 140 de compresión de tejido.

Haciendo referencia a la FIG. 9, se muestra la corredera 600. En algunas realizaciones descritas en la presente memoria, el cartucho 100 está configurado para que la fijación quirúrgica 130 aplicada más cerca de la línea de corte o del canal 122 aplique una fuerza de compresión superior en el tejido grapado que la fijación quirúrgica 130 aplicada más lejos de la línea de corte. Con tal fin, la corredera 600 incluye una o más cuñas 644 de leva verticales dispuestas en lados opuestos de un soporte central 645, en correspondencia con las filas 128 de ranuras 126 dispuestas en el cartucho 100. Las cuñas 644 de leva quedan alojadas y son móviles en el interior de las cavidades longitudinales 125 cuando la corredera 600 se desplaza distalmente a través del cartucho 100. Tal como se ha mencionado anteriormente, la corredera 600 presenta unas superficies de leva que contactan y elevan los empujadores 150, accionando las fijaciones quirúrgicas 130 hacia arriba para salir de las ranuras 126 y contactar con las depresiones 91 de conformación de fijaciones quirúrgicas 130, conformando grapas en forma de "B", tal como se muestra en las FIGS. 5B y 8. El soporte central 645 o parte del mismo está configurado para su unión a una superficie 620 de apoyo de la unidad 601 de accionamiento axial. La corredera 600 está configurada de modo que las cuñas 644 de leva que accionan las fijaciones quirúrgicas 130 más cerca de la línea de corte o del canal 122 son relativamente más rígidas en comparación con las cuñas 644 de leva que accionan las fijaciones quirúrgicas más lejos de la línea de corte o del canal 122, que son algo más flexibles, desviables o plegables. Esencialmente, la rigidez de la cuña 644 de leva varía entre una región central (es decir, más rígida) y una región exterior (es decir, más flexible). De forma alternativa, se contemplan combinaciones y/o disposiciones inversas o distintas. Por ejemplo, en realizaciones sin un canal 122 ni una barra 601 de cuchilla, una o más cuñas 644 de leva son relativamente flexibles en comparación con las otras. El cartucho puede tener una o más filas 128 de ranuras 126, incluyendo cada una de la fila o filas 128 una cuña 644 de leva correspondiente.

En la realización mostrada, las cuñas 644 de leva en cada lado del soporte central 645 incluyen unas cuñas 646, 648 y 650 interiores, intermedias y exteriores, respectivamente. Cada una de las cuñas 646, 648 y 650 de leva puede incluir una superficie de leva que está ladeada, sesgada o inclinada con respecto a una base de la corredera 600. La superficie de leva de cada una de las cuñas 646, 648 y 650 de leva puede incluir una o más inclinaciones con uno o más grados de inclinación. En las realizaciones mostradas en la FIG. 9, cada una de las superficies de leva asociadas a las cuñas 646, 648 y 650 de leva incluye una primera y una segunda inclinaciones 670, 672, respectivamente. La primera y la segunda inclinaciones 670, 672, respectivamente, pueden estar configuradas para que la segunda inclinación 672 tenga un mayor grado de inclinación con respecto a la base de la corredera 600 que la primera inclinación 670, tal como se muestra en la FIG. 9. En cambio, la primera y la segunda inclinaciones 670, 672, respectivamente, pueden estar configuradas para que la primera inclinación 670 tenga un mayor grado de inclinación con respecto a la base de la corredera 600 que la segunda inclinación 672. El grado específico de inclinación de cada una de la primera y segunda inclinaciones con respecto a la base de la corredera 600 y/o entre las mismas dependerá de los usos contemplados por el fabricante. Las cuñas 646 de leva interiores tienen unos extremos proximales 652 que son relativamente rígidos en comparación con la cuña 648 y 650 de leva intermedia y/o exterior, respectivamente, que tienen unos extremos proximales 654, 656 o partes de las mismas, que son flexibles, desviables o plegables. La cuña de leva más exterior (es decir, 650) es la más flexible. Los extremos proximales 654, 656 respectivos de las cuñas 648, 650 de leva intermedias y exteriores definen cada uno una distancia "G₁", "G₂" de separación respectiva. Las distancias "G₁", "G₂" de separación separan unas partes 658, 660 superiores o desviables respectivas de las cuñas 648, 650 de leva intermedias y exteriores (FIG. 9). Las partes desviables 658, 660 están configuradas para ser desviadas en una dirección "D" (FIG. 9) hacia una base de la corredera 600 cuando la fijación quirúrgica 130 contacta con la depresión 91 de conformación de fijaciones quirúrgicas de la placa 90 de yunque, tal como puede observarse más claramente en la FIG. 5B. Las partes desviables 658, 660 están configuradas para contactar una parte 662, 664 inferior o no desvable respectiva. Las distancias "G₁", "G₂" de separación controlan la cantidad de desviación de las partes desviables 658, 660. Es decir, una mayor distancia de separación permite que el elemento desvable 652 sea desviado en mayor medida y una distancia de separación inferior permite que el elemento desvable 652 sea desviado en menor medida. De forma alternativa o adicional, los extremos proximales 654, 656 pueden tener un área vacía o con muescas que, únicamente o en combinación con un espacio, permite modificar la cantidad de desviación de los elementos desviables 658, 660. Por supuesto, esto dependerá de los usos contemplados por el fabricante. Aunque la corredera 600 se muestra con unas cuñas 646, 648 y 650 de leva inferiores, intermedias y exteriores, respectivamente, usar más o menos cuñas de leva entra dentro del alcance de la presente descripción.

Los expertos en la técnica entenderán que es posible utilizar diversas variaciones de las configuraciones de corredera descritas anteriormente para obtener el mismo resultado o un resultado similar. Por ejemplo, en vez de usar cuñas 648, 650 de leva intermedias y exteriores que utilizan un área con muescas, las cuñas 648, 650 de leva intermedias y/o exteriores pueden estar hechas simplemente de un material configurado para doblarse o "ceder" cuando la fijación quirúrgica 130 contacta con los bolsillos 90 del yunque. En este caso, la flexibilidad de las cuñas 648, 650 de leva intermedias y/o exteriores permitirá obtener la desviación necesaria.

Tal como se ha mencionado, las cuñas 644 de leva más cercanas al soporte central 645 (p. ej., las cuñas 646 de leva) y, por lo tanto, más cercanas a la línea de corte o al canal 122, son relativamente rígidas y, en consecuencia, están diseñadas para no ser desviadas. En funcionamiento, cuando las cuñas 644 de leva contactan con los empujadores 150 y los accionan, las fijaciones quirúrgicas 130 correspondientes son conformadas en una forma de "B" ajustada cuando las mismas son forzadas contra la placa 90 de yunque, limitando de este modo la circulación de sangre a través del tejido que rodea la fijación quirúrgica 130 y facilitando la hemostasia. Tal como también se ha

mencionado, las cuñas 644 de leva más alejadas del soporte central 645 (p. ej., las cuñas 648 y 650 de leva) y, por lo tanto, más alejadas de la línea de corte o del canal 122, son algo más flexibles y, en consecuencia, están diseñadas para ser desviadas. En funcionamiento, cuando las cuñas 648, 650 de leva contactan con los empujadores 150 y los accionan, las fuerzas de accionamiento y la capacidad de ser desviadas de las partes 658, 660 se seleccionan de modo que las fijaciones quirúrgicas 130 correspondientes son conformadas en una forma de "B" menos ajustada cuando la fijación quirúrgica 130 es forzada contra el yunque, permitiendo de este modo la circulación de algo de sangre a través del tejido que rodea la fijación quirúrgica 130 y facilitando la curación.

Haciendo referencia a las FIGS. 10A-10C, se describirá la conformación de una fijación quirúrgica 130 haciendo referencia a las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B y 130_C y sus empujadores 150_A, 150_B y 150_C respectivos, que son accionados por las cuñas 646, 648 y 650 de leva, respectivamente. Las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B, 130_C son sustancialmente similares entre sí. Las alturas generales de las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B, 130_C en estado no conformado (medidas desde la punta de penetración de las patas hasta la superficie más exterior de la conexión posterior) se muestran sustancialmente iguales. Las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B y 130_C se muestran en sus estados inicial y conformado (en línea discontinua), respectivamente. En la siguiente descripción, las cuñas 646 de leva de la corredera 600 están configuradas para aplicar la fuerza de accionamiento para las fijaciones quirúrgicas 130_A y las cuñas 648 y 650 de leva con unas distancias "G₁" y "G₂" de separación respectivas están configuradas para aplicar la fuerza de accionamiento para las fijaciones quirúrgicas 130_B y 130_C. Se seleccionan las dimensiones respectivas de las distancias "G₁", "G₂" de separación de las cuñas 648, 650 de leva quirúrgicas, lo que, a su vez, modifica las dimensiones de los espacios 140_B, 140_C de compresión ocupados por los segmentos "T₁", "T₂" de tejido grapados cuando las fijaciones quirúrgicas 130_B y 130_C respectivas están en estado conformado. Tal como se ha mencionado, la fuerza de accionamiento necesaria para doblar y conformar las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B y 130_C contra la parte correspondiente del yunque es aplicada por la configuración de empujador y corredera conectada funcionalmente al cartucho 100. Debido a que las cuñas 648 y 650 de leva intermedias y exteriores, respectivamente, son relativamente flexibles y están configuradas para "ceder" o ser desviadas durante la conformación de las fijaciones quirúrgicas 130_B y 130_C respectivas, estas fijaciones quirúrgicas son conformadas en una forma de "B" con un espacio 140 de compresión de tejido más grande. Las distancias "G₁", "G₂" de separación pueden ser iguales o variar para conformar fijaciones con espacios de compresión que son iguales o que varían. Debido a que las cuñas 646 de leva son relativamente rígidas y están configuradas para no "ceder" o ser desviadas durante la conformación de la fijación quirúrgica 130_A, estas fijaciones quirúrgicas son conformadas en una forma de "B" con un espacio 140 de compresión de tejido más pequeño. Modificando las dimensiones respectivas de las distancias "G₁", "G₂" de separación es posible conseguir cualquier nivel deseado de hemostasia y circulación de sangre en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido grapados. Otras propiedades del tejido (p. ej., el espesor o la presencia de tejido de cicatriz) pueden aumentar o disminuir el nivel de hemostasia y de circulación de sangre en los segmentos de tejido grapados.

La fijación quirúrgica 130_C tiene un diámetro "D₁". Cuando la fijación quirúrgica 130_C es conformada (tal como se muestra en línea discontinua en la FIG. 10C) en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido, la conexión posterior 134_C coopera con las patas 132 de la fijación quirúrgica 130_C para formar un espacio 140_C de compresión de tejido (FIG. 10C). Tal como se ha mencionado, las fijaciones quirúrgicas aplicadas más lejos de la línea de corte o del canal 122 desvían un elemento desviable respectivo más que las fijaciones quirúrgicas aplicadas más cerca de la línea de corte y, en consecuencia, forman la zona de compresión más grande. Por lo tanto, debido a que la cuña 650 de leva incluye una distancia "G₂" de separación que es superior a la distancia "G₁" de separación de la cuña 648 de leva, la parte desviable 660 es desviada en mayor medida que el elemento desviable 658 de la cuña 648 de leva. En consecuencia, la fijación quirúrgica 130_C es conformada en una forma de "B" menos ajustada que las fijaciones quirúrgicas 130_A y 130_B al ser forzada contra una parte de yunque respectiva. El espacio o zona 140_C de compresión resultante es más grande, aplicando una limitación mínima de la circulación de sangre cuando los segmentos de tejido son grapados entre sí.

La fijación quirúrgica 130_B tiene un diámetro "D₁". Cuando la fijación quirúrgica 130_B es conformada (tal como se muestra en línea discontinua en la FIG. 10B) en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido, la conexión posterior 134_B coopera con las patas 132 de la fijación quirúrgica 130_B para formar un espacio 140_B de compresión de tejido (FIG. 10B). En este caso, debido a que la distancia "G₁" de separación de la cuña 648 de leva es inferior a la distancia "G₂" de separación de la cuña 650 de leva, la parte desviable 658 de la cuña 648 de leva es desviada en menor medida que el elemento desviable 660 de la cuña 650 de leva. En consecuencia, la fijación quirúrgica 130_B es conformada en una forma de "B" más ajustada que la fijación quirúrgica 130_C al ser forzada contra una parte de yunque respectiva. El espacio 140_B de compresión resultante es inferior al espacio 140_C de compresión de la fijación 130_C. De acuerdo con ello, debido a que la presión ejercida en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido por parte de la fijación quirúrgica 130_B es superior a la presión ejercida en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido por parte de la fijación quirúrgica 130_C, la circulación de sangre a través del tejido que rodea la fijación quirúrgica 130_B será inferior (más limitada) que la circulación de sangre a través del tejido que rodea la fijación quirúrgica 130_C, facilitando de este modo adicionalmente la hemostasia. No obstante, debido a que la circulación de sangre no queda totalmente limitada a través del espacio 140_B de compresión de tejido, es posible evitar y/o impedir una necrosis innecesaria del tejido grapado.

La fijación quirúrgica 130_A tiene un diámetro "D₁". Cuando la fijación quirúrgica 130_A es conformada (tal como se

muestra en línea discontinua en la FIG. 10A) en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido, la conexión posterior 134_A coopera con las patas 132 de la fijación quirúrgica 130_A para formar un espacio 140_A de compresión de tejido (FIG. 10A). En este caso, debido a que la cuña 646 de leva de la corredera 600 es relativamente rígida y está configurada para no ser desviada, el espacio 140_A de compresión resultante es inferior al espacio 140_B de compresión de la fijación 130_B. De acuerdo con ello, debido a que la presión ejercida en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido por parte de la fijación quirúrgica 130_A es superior a la presión ejercida en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido por parte de las fijaciones quirúrgicas 130_B, 130_C, la circulación de sangre a través del tejido que rodea la fijación quirúrgica 130_A será inferior (más limitada) que la circulación de sangre a través del tejido que rodea las fijaciones quirúrgicas 130_B, 130_C, facilitando de este modo adicionalmente la hemostasia. Debido a que la circulación de sangre queda sustancialmente o totalmente limitada a través del espacio 140_A de compresión de tejido, esto facilita realizar la hemostasia.

La FIG. 11 muestra las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B y 130_C y sus empujadores 150_A, 150_B y 150_C respectivos cargados en el cuerpo 112 de cartucho mostrado en las FIGS. 1 y 4. Las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B y 130_C y sus empujadores respectivos están dispuestos para definir un par de filas 128_A, 128_B y 128_C interiores, intermedias y exteriores de ranuras 126 de retención de fijaciones conformadas en la pared superior 120 del cartucho 100, respectivamente. El par de filas 128_A, 128_B y 128_C interiores, intermedias y exteriores, respectivamente, están separadas cada una lateralmente con respecto al canal 122 en sus lados opuestos, de modo que las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B y 130_C serán aplicadas en lados opuestos de la línea de corte o del canal 122 que se crea en el tejido durante la unión. Es decir, las fijaciones 130_A, que son accionadas por las cuñas 646 de leva que son relativamente rígidas y configuradas para no ser desviadas, aplican una fuerza de compresión superior, ya que existe una distancia más corta entre la superficie interior de la conexión posterior y la curva de las patas conformadas, y en la realización mostrada están dispuestas en las filas interiores más cercanas a la línea de corte. Las fijaciones 130_B, que son accionadas por las cuñas 648 de leva que son relativamente flexibles y configuradas para ser desviadas, tienen una distancia superior entre la curva de las patas y la superficie interior de la conexión posterior y están dispuestas en las filas exteriores, donde el tejido puede ser más espeso como resultado de la retención por parte de las mordazas del instrumento (yunque y cartucho). Si se usa una tercera fila de fijaciones 130_C en esta realización, las fijaciones de la Figura 10C, que son accionadas por las cuñas 650 de leva que son flexibles y configuradas para ser desviadas en la mayor medida (espacio de compresión más grande), estarían dispuestas preferiblemente en la fila más exterior y más alejada de la línea de corte. No obstante, se entenderá que es posible disponer las fijaciones en otras filas distintas a las mencionadas anteriormente.

En una realización específica, las filas exteriores 128_C, las filas intermedias 128_B y las filas interiores 128_A comprenden solamente fijaciones quirúrgicas 130_C, 130_B y 130_A, respectivamente, de modo que la circulación de sangre a través del tejido que rodea inmediatamente la línea de corte o el canal queda sustancialmente o totalmente limitada por la fila interior 128_A de las fijaciones quirúrgicas 130_A, mientras que la circulación de sangre a través del tejido que rodea las filas 128_B, 128_C intermedias y exteriores queda menos limitada por las fijaciones quirúrgicas 130_B, 130_C, respectivamente. De acuerdo con ello, la circulación de sangre queda minimizada en el tejido inmediatamente adyacente a la línea de corte y aumenta gradualmente a medida que la distancia lateral desde la línea de corte también aumenta. Se entenderá que los diámetros de las fijaciones podrían variar para acomodar tejido con espesores diferentes y para controlar la compresión del tejido por parte de las fijaciones. Además, es posible modificar la configuración conformada de las fijaciones para variar la compresión aplicada en el tejido por parte de las fijaciones. Por ejemplo, la conexión posterior de la fijación 130_A puede presentar depresiones o dobleces para disminuir el espacio de compresión de la fijación conformada.

Tal como se ha descrito anteriormente haciendo referencia a las FIGS. 10A, 10B y 10C, las alturas generales de las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B, 130_C en estado no conformado son sustancialmente iguales. En otras realizaciones, las alturas de las fijaciones quirúrgicas pueden ser diferentes en una fila en comparación con otra fila en el cartucho a efectos de obtener una correspondencia con la forma deseada de la fijación quirúrgica conformada completada y/o para complementar la configuración de las cuñas en la corredera. Además, las alturas de las fijaciones quirúrgicas pueden ser diferentes en una posición en el cartucho en comparación con otra posición en el cartucho.

A partir de lo anteriormente descrito, y haciendo referencia a los distintos dibujos de las figuras, los expertos en la técnica entenderán que también es posible llevar a cabo algunas modificaciones en la presente descripción sin apartarse del alcance de la misma. Por ejemplo, las fijaciones quirúrgicas descritas anteriormente en la presente memoria pueden estar conformadas a partir de varios materiales aceptables quirúrgicamente, incluyendo diversos metales y plásticos absorbibles y no absorbibles. De forma adicional, es posible tratar cualquiera de las fijaciones quirúrgicas mencionadas anteriormente, químicamente o de otro modo, antes de ser cargadas en el cartucho 100.

También se contempla que la conexión posterior 134 de la fijación quirúrgica 130 puede incluir uno o más bolsillos (no mostrados de forma específica) dispuestos para su unión a las patas 132 durante la conformación de la fijación quirúrgica 130 y configurados para redirigir las patas 132 de modo que las mismas se enrollen hacia la conexión posterior 134, tal como se describe en la solicitud de patente de titularidad común US 20060278679, presentada el 1 de junio de 2006.

Se contempla que, además de modificar la distancia "G" de separación de las cuñas 644 de leva, también sea

posible modificar el espesor de la conexión posterior 134 y de las patas 132 para que la fijación quirúrgica 130 más cercana a la línea de corte aplique una fuerza de compresión superior en el tejido grapado correspondiente que la fijación quirúrgica 130 más alejada de la línea de corte. Por ejemplo, en los ejemplos de las Figuras 6 y 8, la conexión posterior y las patas se muestran con un diámetro uniforme. Debe observarse que el diámetro de las patas y de la conexión posterior, o de partes de las mismas, puede variar en la fijación. En las Figuras 7A-7B se muestran ejemplos de conexiones posteriores de tamaño variable. En la realización de la Figura 7A, la conexión posterior está ampliada con respecto a las patas y es un elemento integral 234 en el que están integradas las patas 232 de la fijación. En la Figura 7C, la conexión posterior 334 es integral con las patas 332 de la fijación. En las realizaciones de las FIGS. 7B y 7D un material de conexión posterior separado está unido a la fijación 430, 530, respectivamente, incluyendo la conexión posterior 434 de la FIG. 7B un cilindro 435 que rodea la parte 431 de conexión posterior de la fijación 430 y comprendiendo la conexión posterior 534 de la fijación 530 de la FIG. 7D la parte 531 de conexión posterior de la fijación y una parte de las patas 532 de la fijación. A título de ejemplo, el material de conexión posterior de las Figuras 7B y 7D puede estar compuesto por cualquier material adecuado. La modificación del espesor o de la altura de estas conexiones posteriores o materiales de conexión posteriores permite variar la fuerza de compresión de la grapa conformada, variando la distancia entre las patas curvadas y la parte interior de la conexión posterior. Esta variación puede aplicarse además de las distancias de separación variables de las cuñas de leva para acomodar espesores de tejido variables. La FIG. 7B muestra esta conexión variable, con un cilindro de mayor diámetro (D2 en comparación con D1) en línea discontinua para disminuir el área de compresión. También se contemplan otras formas de conexión posterior y accesorios para conseguir las distintas fuerzas de compresión.

De forma adicional, aunque las filas 128_A, 128_B y 128_C interiores, intermedias y exteriores, respectivamente, se muestran incluyendo las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B, 130_C, respectivamente, la presente descripción contempla la inclusión de las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B y 130_C en otras filas o la disposición de cualquiera de las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B y 130_C descritas en la presente memoria de forma exclusiva, de modo que solamente un único tipo de fijación quirúrgica, p. ej., la fijación quirúrgica 130, está presente en una fila específica, o de forma combinada, de modo que varias fijaciones quirúrgicas, p. ej., las fijaciones quirúrgicas 130_A, 130_B y 130_C, están presentes. En este caso, es posible utilizar una o más de las fijaciones quirúrgicas a las que se ha hecho referencia anteriormente, tal como, por ejemplo, las fijaciones quirúrgicas mostradas en las FIGS. 7A-7D, y, tal como se ha descrito, las mismas pueden tener un espesor variable para facilitar conseguir cualquier nivel deseado de hemostasia y la circulación de sangre en los segmentos "T₁", "T₂" de tejido grapados.

El aparato de aplicación de fijaciones quirúrgicas según algunas realizaciones de la presente descripción incluye una pluralidad de varillas de leva para interactuar con los empujadores a efectos de aplicar las fijaciones quirúrgicas. Por ejemplo, el aparato descrito en la patente US 5.318.221 tiene un adaptador de varilla de leva que soporta una pluralidad de varillas de leva y una cuchilla. Un canal se desplaza mediante el accionamiento del mango del aparato, accionando las varillas de leva y la cuchilla hacia delante. Un tubo de retención que rodea el extremo proximal del yunque se desplaza para mantener el yunque y el cartucho retenidos entre sí. En otro ejemplo, el aparato descrito en la patente US 5.782.396 tiene una corredera de accionamiento. Una barra de accionamiento alargada se desplaza distalmente mediante el accionamiento del mango del aparato, desplazando la corredera de accionamiento hacia delante. El extremo distal de la barra de accionamiento se une al yunque y al canal que soporta el cartucho cuando la barra de accionamiento se desplaza distalmente a efectos de aplicar las grapas y mantener el yunque y el cartucho retenidos entre sí. El aparato de aplicación de fijaciones quirúrgicas mostrado en la patente US 7.070.083 utiliza una varilla empujadora que incorpora una pluralidad de empujadores que se desplazan de manera sustancialmente simultánea para aplicar las fijaciones contra un yunque. En algunas realizaciones de la presente descripción, uno o más de los empujadores puede incorporar una parte desviable.

El cartucho 100 de fijaciones quirúrgicas también puede ser utilizado con un aparato 4000 de aplicación de fijaciones quirúrgicas (FIG. 12) usado para aplicar simultáneamente una pluralidad de fijaciones quirúrgicas (por ejemplo, las fijaciones quirúrgicas 130) en cada lado de una sección a tratar del tejido (no mostrada de forma explícita). En este caso, es posible usar un bisturí u otro elemento de corte de este tipo para retirar la sección a tratar del tejido. Es posible obtener otros detalles referentes al uso y la función del aparato 4000 de aplicación de fijaciones quirúrgicas haciendo referencia a la patente US 7.070.083. En una realización alternativa, el aparato 4000 podría incluir un elemento de corte, del mismo modo que en los otros cartuchos descritos en la presente memoria.

Se contempla que una corredera de accionamiento para un aparato de grapado quirúrgico comprenda al menos una cuña de leva que tiene una superficie de leva en ángulo para interactuar con un empujador de grapas que soporta una grapa quirúrgica, teniendo la al menos una cuña de leva una parte desviable configurada para ser desviada en respuesta a una fuerza de accionamiento ejercida sobre la corredera de accionamiento para conformar la grapa quirúrgica contra un yunque. También se contempla que una corredera de accionamiento para un aparato de grapado quirúrgico comprenda una primera cuña de leva que tiene una primera superficie de leva en ángulo dispuesta para interactuar con un primer empujador de grapas que soporta una primera grapa quirúrgica y una segunda cuña de leva que tiene una segunda superficie de leva en ángulo dispuesta para interactuar con un segundo empujador de grapas que soporta una segunda grapa quirúrgica, teniendo la primera cuña de leva una parte desviable que presenta una primera desviación en respuesta a una fuerza de accionamiento ejercida sobre la corredera de accionamiento para conformar la primera grapa quirúrgica contra un yunque. En algunas realizaciones, la segunda cuña de leva tiene una parte desviable que presenta una segunda desviación en respuesta a la fuerza de

accionamiento ejercida sobre la corredera de accionamiento para conformar la segunda grapa quirúrgica contra el yunque. De forma alternativa, la segunda cuña de leva puede ser sustancialmente no desviable.

5 Se contempla un aparato de grapado quirúrgico que tiene un cartucho de grapas, incluyendo el aparato una corredera de accionamiento con una primera cuña de leva que tiene una superficie de leva en ángulo dispuesta para interactuar con un primer empujador de grapas que soporta una primera grapa quirúrgica y con una segunda cuña de leva que tiene una superficie de leva en ángulo dispuesta para interactuar con un segundo empujador de grapas que soporta una segunda grapa quirúrgica, definiendo el cartucho de grapas un canal para acomodar el paso de una cuchilla, estando dispuesta la primera cuña de leva de forma adyacente al canal y entre el canal y la segunda cuña de leva, teniendo la segunda cuña de leva una parte desviable configurada para ser desviada en respuesta a una fuerza de accionamiento ejercida sobre la corredera de accionamiento para conformar la segunda grapa quirúrgica contra un yunque.

10 Aunque las realizaciones ilustrativas de la presente descripción se han descrito en la presente memoria haciendo referencia a los dibujos que se acompañan, no se considerará que la descripción, memoria y figuras anteriores sean limitativas, sino simplemente ilustrativas de diversas realizaciones.

15

REIVINDICACIONES

1. Un cartucho (100) de fijaciones quirúrgicas, que comprende:
- un cuerpo (112) de cartucho que incluye una superficie (120) de contacto con tejido, incluyendo la superficie de contacto con tejido una pluralidad de ranuras (126) de retención de fijaciones;
 - 5 una pluralidad de fijaciones quirúrgicas (130) dispuestas funcionalmente en la pluralidad de ranuras de retención de fijaciones;
 - una pluralidad de empujadores (150) asociados funcionalmente a la pluralidad de fijaciones quirúrgicas, estando configurado cada empujador para expulsar una fijación quirúrgica asociada hacia una depresión (91) en un yunque (90); y
 - 10 una corredera (600) de accionamiento alojada en el interior del cuerpo de cartucho, incluyendo la corredera de accionamiento una pluralidad de cuñas (644) de leva, caracterizado por que la pluralidad de cuñas de leva están configuradas de tal modo que las cuñas de leva más próximas a una línea de corte (122) son relativamente más rígidas en comparación con las cuñas de leva más lejos de la línea de corte, tal que una fijación quirúrgica (130) que es expulsada más cerca de la línea de corte produce una fuerza de compresión en un tejido grapado
 - 15 superior a la de una fijación quirúrgica expulsada más lejos de la línea de corte, y donde la pluralidad de fijaciones quirúrgicas (130) tienen una conexión posterior (134) y patas (132), estando ampliadas al menos algunas de las conexiones posteriores con respecto a las patas.
2. El cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 1, en el que la conexión posterior (134) es un material de conexión posterior separado que está unido a la fijación.
- 20 3. El cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 1, en el que la conexión posterior (134) tiene un anillo cilíndrico (435) que rodea la porción de conexión posterior de la fijación.
4. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 1, en el que la corredera (600) de accionamiento está adaptada para su conexión funcional a una unidad (601) de accionamiento asociada a un aparato de fijación quirúrgico, de modo que la corredera de accionamiento es móvil longitudinalmente en el interior del cuerpo (112) de
- 25 cartucho.
5. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 1, en el que la superficie de contacto con tejido incluye un canal (122) configurado para acomodar el movimiento longitudinal de un elemento de corte.
6. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 5, en el que la corredera de accionamiento incluye un soporte central (645) configurado para su unión a una superficie de apoyo del elemento de corte.
- 30 7. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 6, en el que la pluralidad de cuñas de leva en lados opuestos del soporte central incluyen cuñas de leva interiores (646), intermedias (648) y exteriores (650).
8. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 7, en el que las cuñas de leva interiores (646) incluyen extremos proximales (652) que son relativamente rígidos y las cuñas de leva intermedias y exteriores (648, 650) incluyen cada una extremos proximales (654, 656) que son relativamente flexibles.
- 35 9. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 8, en el que las cuñas de leva intermedias y exteriores (648, 650) definen cada una, una distancia "G₁" y "G₂" de separación respectiva,
10. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 9, en el que cada una de las distancias "G₁", "G₂" de separación, separan partes desviadas respectivas (658, 660) de las cuñas de leva intermedias y exteriores (648, 650), donde las partes desviadas respectivas están configuradas para ser desviadas hacia una base de la corredera de accionamiento cuando la pluralidad de fijaciones quirúrgicas contactan con una depresión de conformación de
- 40 fijaciones quirúrgicas correspondiente asociada a un yunque del aparato de fijación quirúrgico.
11. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 10, en el que cada una de las partes desviadas (658, 660) está configurada para contactar una parte no desviada respectiva (662, 664) de las cuñas de leva intermedias y exteriores en el estado desviado.
- 45 12. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 7, en el que cada uno de los extremos proximales de las cuñas de leva intermedias y exteriores (648, 650) incluye un área con muescas configurada para modificar la cantidad de desviación de las cuñas de leva intermedias y exteriores hacia una base de la corredera de accionamiento en respuesta a una fuerza de accionamiento.
13. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 12, en el que las cuñas de leva intermedias y
- 50 exteriores (648, 650) definen cada una, una distancia "G₁" y "G₂" de separación y la distancia "G₁" de separación de la cuña de leva intermedia es inferior a la distancia "G₂" de separación de la cuña de leva exterior.

14. Un cartucho de fijaciones quirúrgicas según la reivindicación 1, en el que la corredera tiene una primera cuña de leva con un extremo proximal y una segunda cuña de leva con un extremo proximal, incluyendo el extremo proximal de la primera cuña de leva un área con muescas configurada para desviar el extremo proximal de la primera cuña de leva hacia una base de la corredera durante la conformación de las fijaciones quirúrgicas.

5

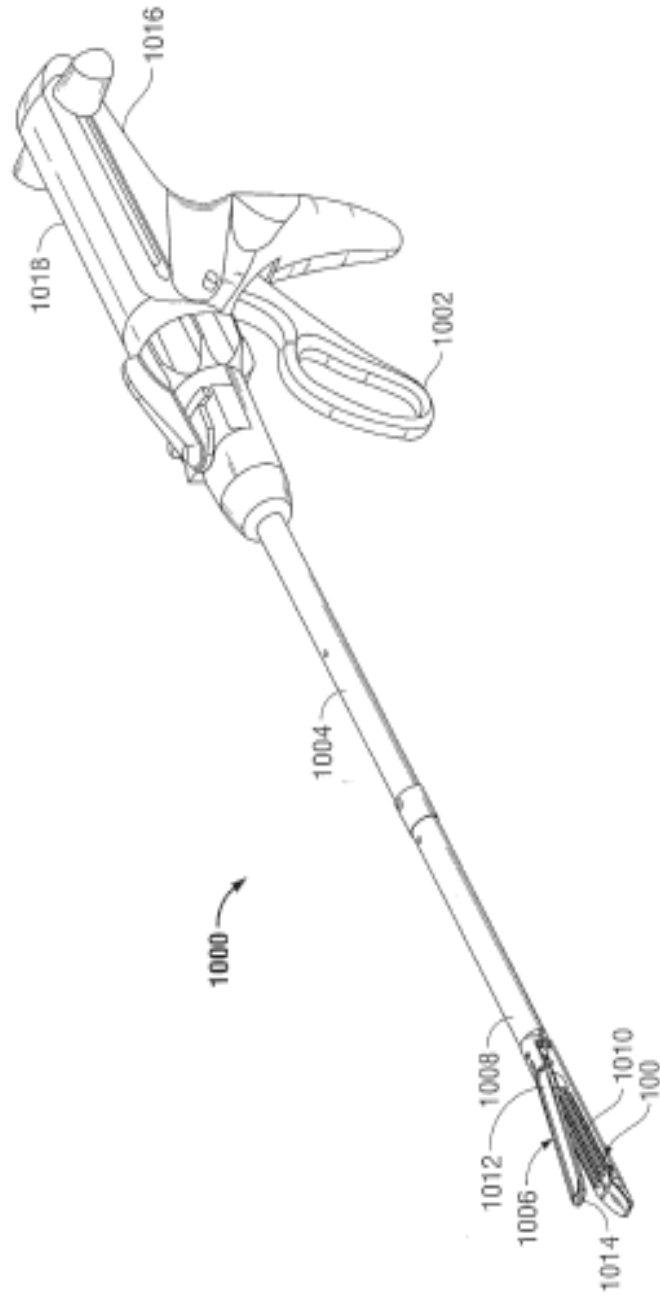


FIG. 1

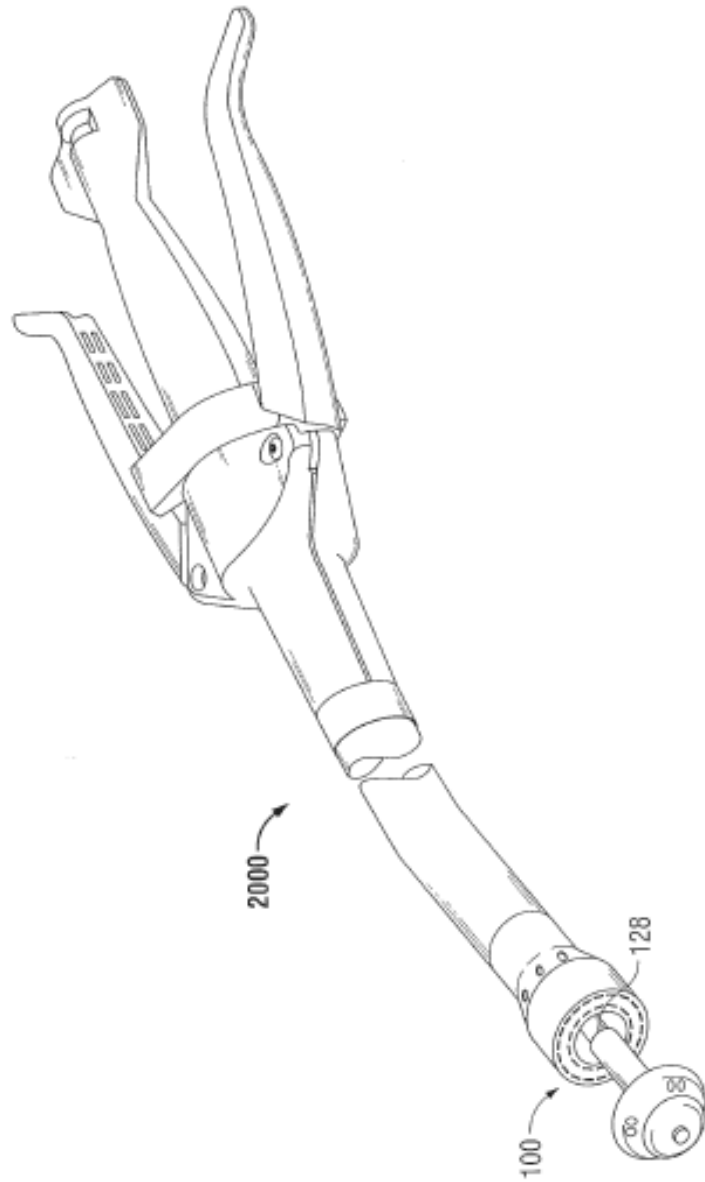


FIG. 2

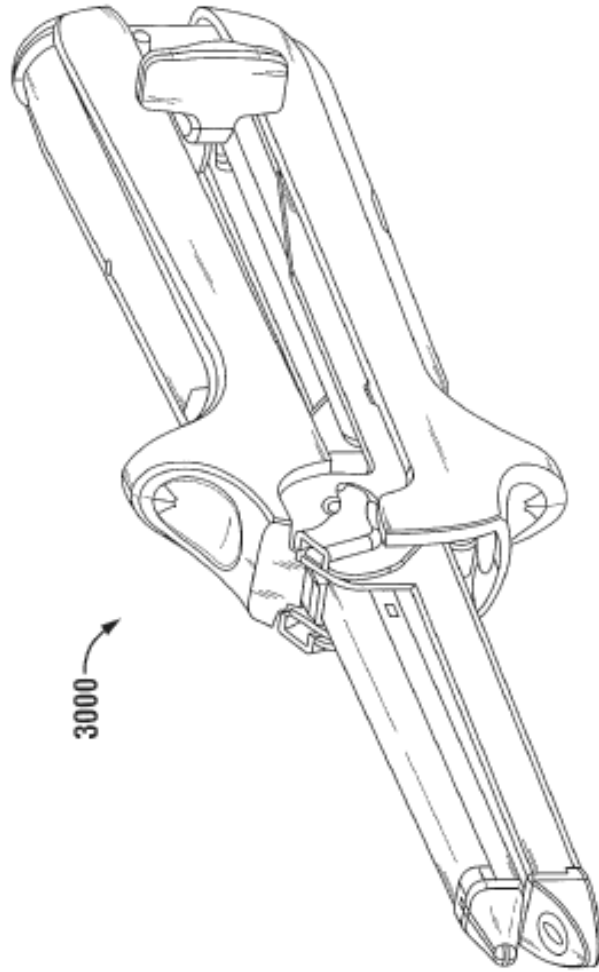


FIG. 3

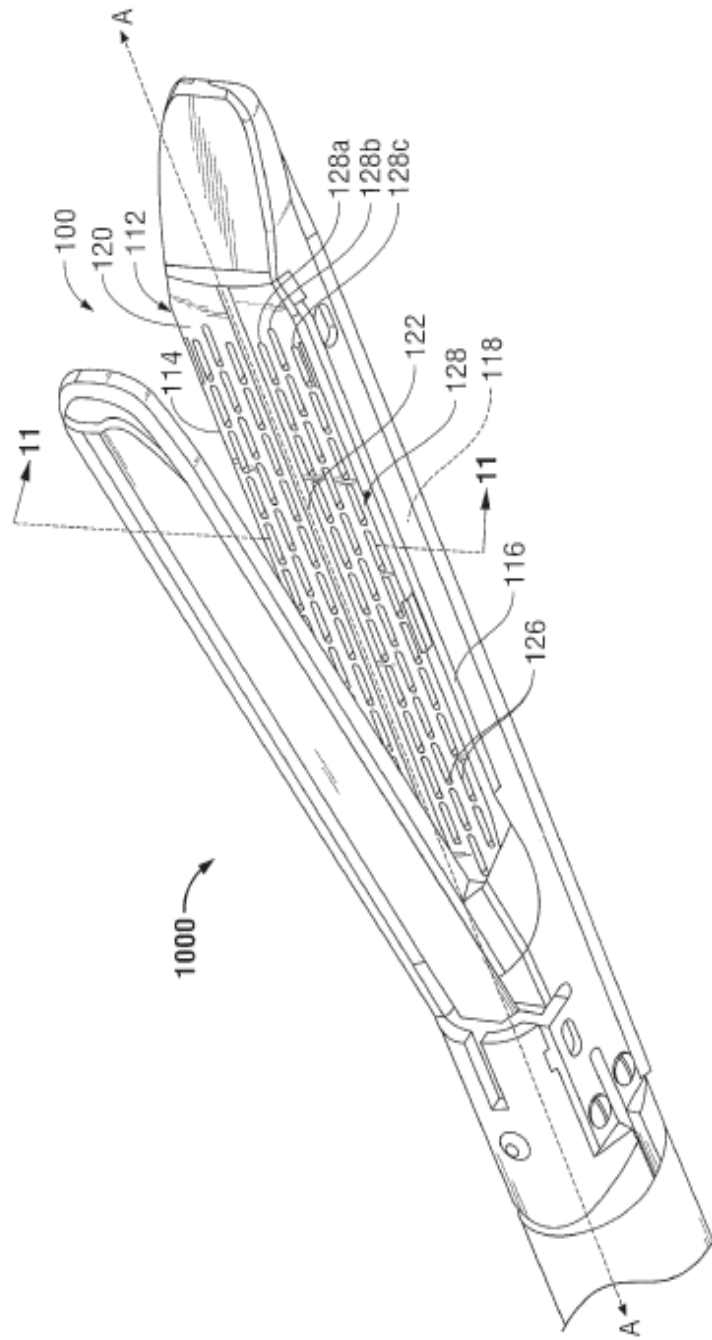


FIG. 4A

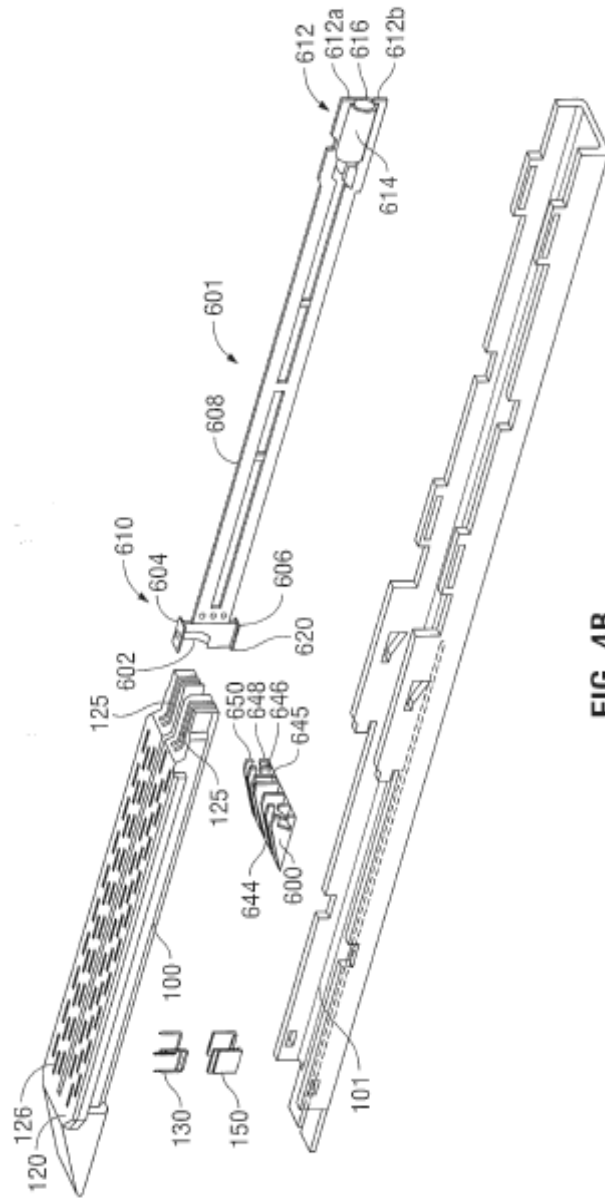


FIG. 4B

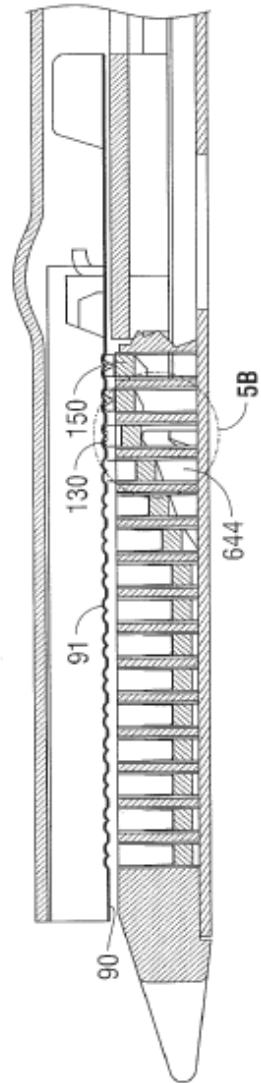


FIG. 5A

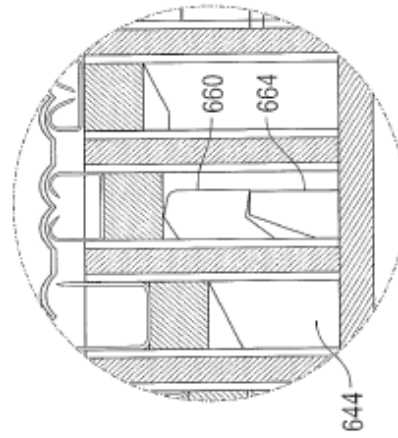


FIG. 5B

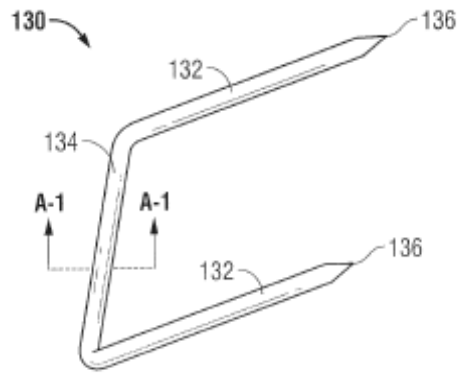


FIG. 6A



FIG. 6A-1

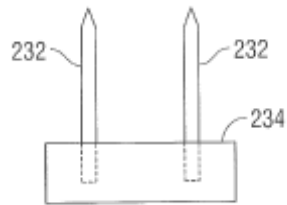


FIG. 7A

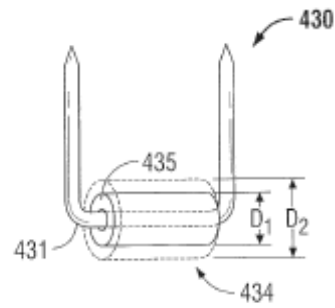


FIG. 7B

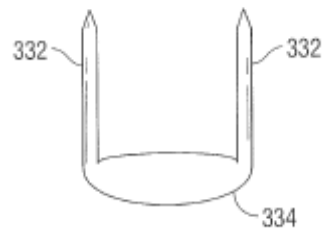


FIG. 7C

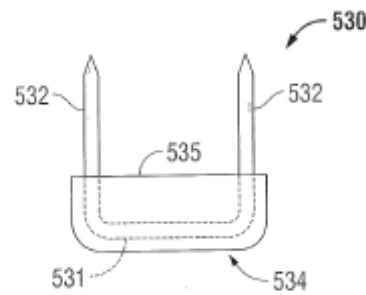


FIG. 7D

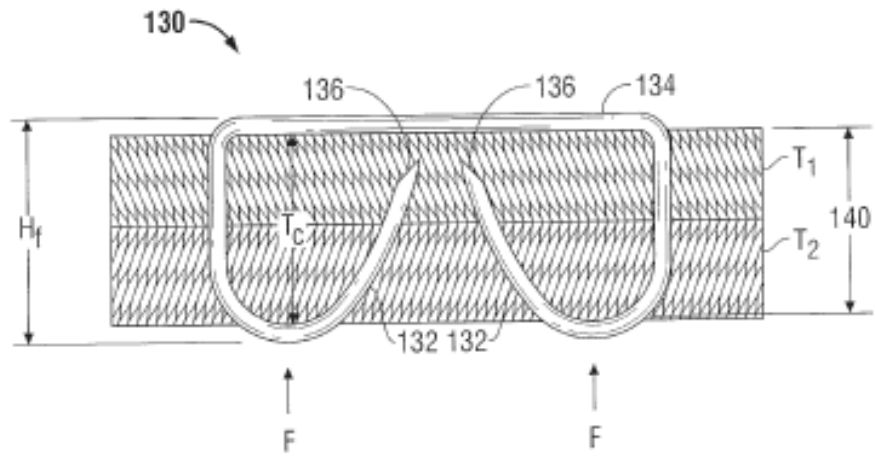


FIG. 8

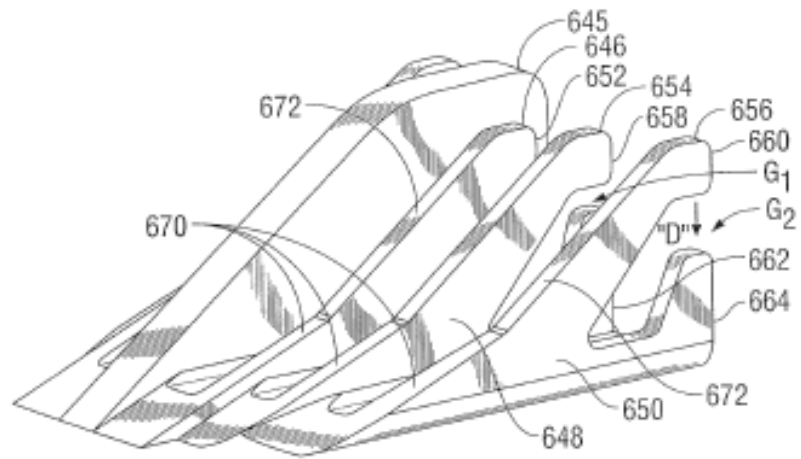


FIG. 9

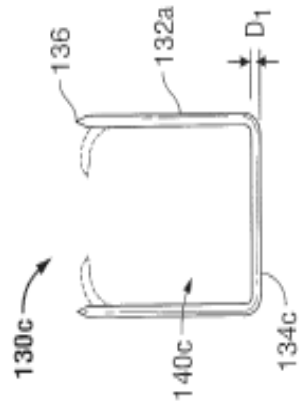


FIG. 10A

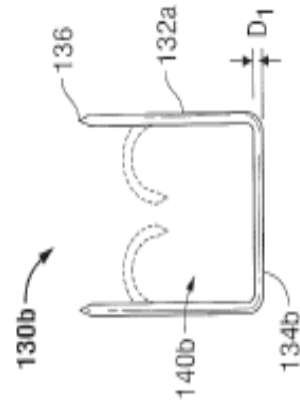


FIG. 10B

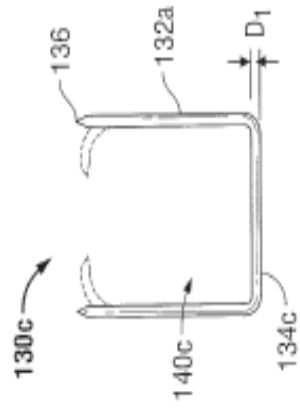


FIG. 10C

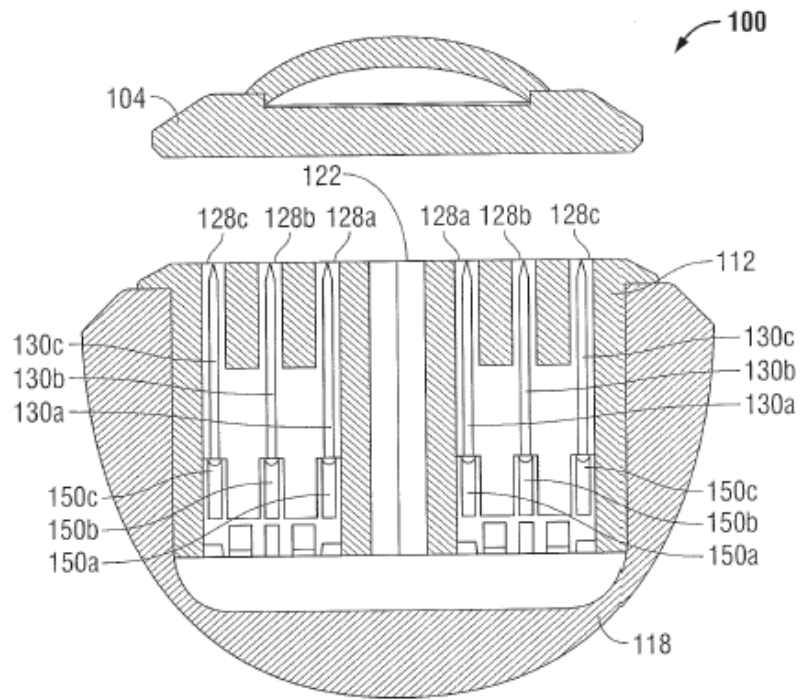


FIG. 11

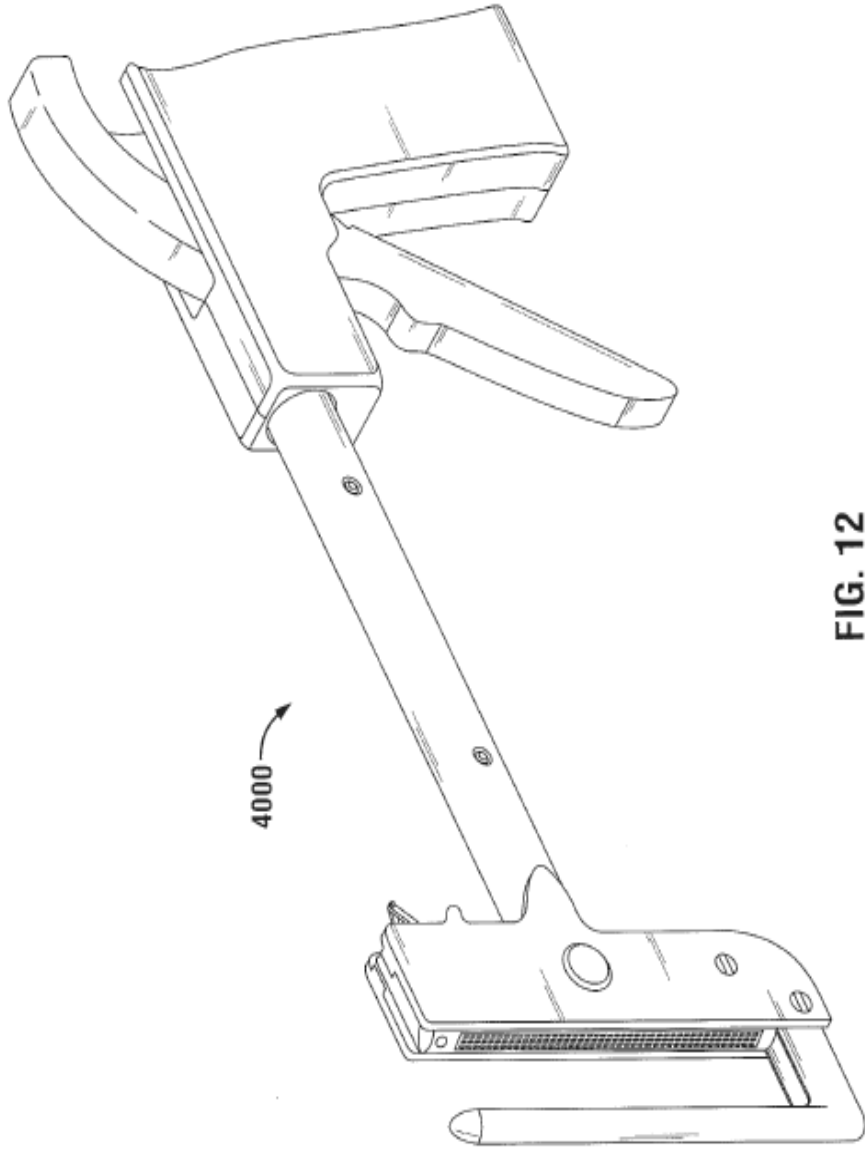


FIG. 12