

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 625 983**

51 Int. Cl.:

A61B 17/32	(2006.01)
A61B 17/28	(2006.01)
A61B 17/295	(2006.01)
A61N 7/02	(2006.01)
A61B 17/16	(2006.01)
A61B 17/88	(2006.01)
A61B 17/00	(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **12.10.2006 PCT/US2006/039904**
- 87 Fecha y número de publicación internacional: **26.04.2007 WO07047380**
- 96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **12.10.2006 E 06825838 (3)**
- 97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.03.2017 EP 1948026**

54 Título: **Dispositivo ultrasónico para cortar y coagular**

30 Prioridad:

14.10.2005 US 726625 P
11.10.2006 US 548407

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
21.07.2017

73 Titular/es:

ETHICON LLC (100.0%)
475 Street C, Suite 401, Los Frailes Industrial Park
Guaynabo, PR 00969, US

72 Inventor/es:

EICHMANN, STEPHEN E.;
KOWALSKI, KAREN M.;
KRAMER, KENNETH S.;
LAMPING, MICHAEL R.;
MADAN, ASHVANI K.;
MILLER, MATTHEW C.;
VOEGELE, AARON C.;
WIENER, EITAN T. y
YOUNG, JOSEPH E.

74 Agente/Representante:

IZQUIERDO BLANCO, María Alicia

ES 2 625 983 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**Dispositivo ultrasónico para cortar y coagular****5 Referencia a otras Solicitudes Relacionadas**

La presente solicitud reivindica el beneficio prioritario sobre la solicitud de patente provisional de EE UU con nº de serie 60/726,625, presentada el 14 de octubre de 2005.

10 Campo de la invención

De forma general, la presente invención está relacionada con los sistemas quirúrgicos ultrasónicos y, más particularmente, con un dispositivo ultrasónico que se ha optimizado para permitir que los cirujanos realicen los trabajos de corte, coagulación y disección fina que se requieren en los procedimientos quirúrgicos complejos y delicados como la tiroidectomía.

15 Antecedentes de la invención

Los instrumentos quirúrgicos ultrasónicos están encontrando aplicaciones cada vez más variadas en los procedimientos quirúrgicos debido a sus características de rendimiento únicas. Dependiendo de las configuraciones específicas de estos instrumentos y de los parámetros de actuación, los instrumentos quirúrgicos ultrasónicos pueden proporcionar un corte del tejido y una hemostasia por coagulación prácticamente simultáneos, minimizando de forma deseada el trauma infligido al paciente. La acción de cortar se realiza habitualmente mediante un efector final ('end-effector', en inglés) situado en el extremo distal del instrumento, el cual transmite energía ultrasónica al tejido que está en contacto con dicho efector final. Los instrumentos ultrasónicos de esta naturaleza pueden configurarse para su uso quirúrgico abierto y para procedimientos quirúrgicos laparoscópicos o endoscópicos, incluyendo procedimientos asistidos por robots o dispositivos robóticos.

Se han desarrollado instrumentos quirúrgicos ultrasónicos que incluyen un mecanismo de fijación (o mecanismo de sujeción) que presiona el tejido contra el filo u hoja del efector final para transmitir energía ultrasónica al tejido de un paciente. Una configuración de este tipo (que a veces se denomina 'cizalla coaguladora' o 'transector ultrasónico') se desvela en las Patentes de EE UU nºs 5,322,055; 5,873,873 y 6,325,811.

El cirujano activa el brazo de fijación para presionar los agarres o abrazaderas de fijación, también llamados 'almohadillas de fijación' ('clamp pad', en inglés), contra el filo apretando la empuñadura o manija.

Algunos diseños actuales de cizallas -de fijación- coaguladoras ('clamp coagulator shears', en inglés) utilizan un pedal para suministrar energía al instrumento quirúrgico. El cirujano maneja el pedal mientras aplica presión simultáneamente a la manija para presionar el tejido entre el brazo u horquilla y el filo, activando así un generador que suministra una energía que se transmite a la hoja de corte para cortar y coagular el tejido. Los principales inconvenientes de este tipo de activación de instrumentos incluyen la pérdida de enfoque o perspectiva sobre la zona quirúrgica mientras el cirujano busca el pedal, la posibilidad de que el pedal se interponga en el recorrido del movimiento del cirujano durante una operación y el cansancio que puede sufrir la pierna del cirujano en las operaciones de larga duración.

Se han desarrollado diversos métodos para el equilibrado de las partes curvas y los efectores, los cuales incluyen reposicionar la masa a lo largo del efector final. Los inconvenientes de estos métodos son i) las tensiones elevadas en las zonas curvas, que provocan que el efector final sea más propenso a fracturarse si entra en contacto con un metal durante la cirugía; ii) una longitud activa más corta, que limita el tamaño del vaso que se puede operar (la 'longitud activa' se define como la longitud desde el extremo distal del filo hasta el punto en el que el desplazamiento es la mitad del desplazamiento en su extremo distal); y/o iii) la incapacidad para equilibrar de forma separada los desplazamientos ortogonales.

Algunos diseños actuales de cizallas coaguladoras utilizan manijas cuyo diseño es el del agarre o empuñadura de una pistola o unas tijeras. Los diseños de la empuñadura de las tijeras pueden tener un agarre para el pulgar u otro dedo, que es inamovible y está fijado al armazón, y un agarre móvil para el pulgar u otros dedos. Este tipo de agarre puede no ser del todo familiar para los cirujanos que utilizan otros instrumentos quirúrgicos de tipo abierto, como hemostatos, donde el agarre del pulgar y el agarre del dedo se mueven de forma opuesta uno respecto al otro. Los diseños actuales tienen brazos de tijeras que giran en torno a un pivote, eje central o punto de rotación fijo que es perpendicular al eje longitudinal del elemento de trabajo. Este enfoque es limitado, puesto que el movimiento relativo entre los dos brazos es completamente giratorio. Esta característica limita la capacidad para controlar el perfil de presión entre los dos extremos de trabajo cuando estos están completamente cerrados.

Algunos diseños actuales de cizallas de fijación coaguladoras no están diseñados específicamente para los procedimientos delicados en los que se requieren una disección, un corte y una coagulación precisos. Un procedimiento ejemplar es una tiroidectomía en la que se requieren una disección, un corte y una coagulación

precisos para evitar los vasos sanguíneos y los haces nerviosos vitales.

La publicación de patente de EE UU nº 2004/147946 describe un miembro o pieza de fijación que tiene una superficie de contacto con el tejido situada junto a una mordaza de corte y que se puede mover desde una posición abierta, en la que la superficie de contacto con el tejido está separada de la superficie del filo, hasta una posición fija o fijada, en la que la superficie de contacto con el tejido presenta una alineación yuxtapuesta y cercana a la superficie del filo para fijar o sujetar el tejido entre ambos.

La publicación de patente internacional nº WO 03/039429 describe un mecanismo de fijación que incluye un brazo de fijación pivotante que trabaja conjuntamente con el efector final para sujetar o fijar el tejido. El brazo de fijación se proporciona con una almohadilla de fijación para el tejido que tiene al menos una parte elevada.

La publicación de patente de EE UU nº 2002/002378 está relacionada con fillos que tienen asimetrías de equilibrio funcionales que se usan con instrumentos quirúrgicos ultrasónicos y describe un equipo o sistema ultrasónico que comprende una guía de onda ultrasónica que tiene un extremo proximal y un extremo distal, que incluye una hoja o filo que se activa ultrasónicamente unida al extremo distal de la guía de onda; una almohadilla para tejidos que tiene una superficie que se une a los tejidos y que tiene una primera anchura -en el extremo proximal- y una segunda anchura -en el extremo distal-, inferior a la primera anchura; y un miembro de fijación que delimita o determina una parte distal y una parte proximal y que puede moverse con respecto al filo y tiene una posición abierta en la que al menos una parte del miembro de fijación está separada del filo y una posición cerrada en la que el miembro de fijación está situado cerca del filo para fijar el tejido entre la almohadilla para tejidos y el filo.

Sería deseable proporcionar un instrumento quirúrgico ultrasónico que solventa algunas de las deficiencias de los instrumentos actuales. El instrumento quirúrgico ultrasónico que se describe en el presente texto solventa dichas deficiencias.

Breve resumen de la invención

La presente invención se define y delimita en las reivindicaciones anexas y está relacionada con un equipo o sistema ultrasónico y un método para ensamblar o montar un equipo coagulador de fijación ultrasónico y esterilizado.

Un montaje -o estructura- coagulador de fijación ultrasónica que incorpora los principios de la presente invención está configurado para permitir la disección, el corte, la coagulación y la fijación (o sujeción) selectivos del tejido durante los procedimientos quirúrgicos.

La primera expresión de la primera realización de la divulgación está relacionada con una guía de onda(s) ultrasónica que incluye una hoja o filo que se activa ultrasónicamente unida al extremo distal de la guía de onda; una almohadilla para tejidos que tiene una superficie que se une a los tejidos y que tiene una primera anchura y una segunda anchura, inferior a la primera anchura; y un miembro de fijación (o miembro de sujeción) que delimita una parte distal y una parte proximal y que puede moverse con respecto al filo y tiene una posición abierta en la que al menos una parte del miembro de fijación está separada del filo y una posición cerrada en la que el miembro de fijación está situado cerca del filo para sujetar o fijar el tejido entre la almohadilla para tejidos y el filo.

La segunda expresión de la primera realización incluye un miembro de fijación que delimita una primera dimensión y una segunda dimensión en un primer plano, de manera que la primera dimensión es mayor que la segunda dimensión, y que delimita, además, una primera dimensión y una segunda dimensión en un segundo plano, de manera que la primera dimensión es mayor que la segunda dimensión.

La primera expresión de la tercera realización incluye un método para montar un equipo coagulador de fijación ultrasónico y esterilizado que incluye los pasos de proporcionar una guía de onda ultrasónica que tiene un extremo proximal y un extremo distal y un filo (o cuchilla) que se activa ultrasónicamente unido al extremo distal de la guía de onda; una almohadilla para tejidos que tiene un reborde y una superficie que se une a los tejidos que tiene una primera anchura y una segunda anchura, inferior a la primera anchura; un miembro de fijación que se mueve con respecto al mencionado efector final y que tiene una posición abierta, en la que al menos una parte del miembro de fijación está separada del filo, y una posición cerrada, en la que el miembro de fijación está situado junto al filo para fijar así el tejido entre la almohadilla para tejidos y el filo, y en el que el miembro de fijación incluye una ranura para alojar el reborde -deslizándose o desplazándose- y acoplar el reborde -deslizándose o desplazándose- a la ranura, esterilizando posteriormente el equipo coagulador de fijación.

La primera expresión de la cuarta realización de un instrumento quirúrgico ultrasónico está relacionada con un armazón diseñado para aceptar un transductor y delimitar además un eje longitudinal; y un primer interruptor situado en el armazón, de manera que se activa mediante uno o más dedos de un usuario, en una dirección paralela al eje longitudinal y que adicionalmente está conectado eléctricamente a un generador para proporcionar una señal eléctrica al generador y controlar un primer nivel de energía ultrasónica suministrada por el transductor.

5 La segunda expresión de la cuarta realización de un instrumento quirúrgico ultrasónico está relacionada con un segundo interruptor situado en el armazón, de manera que se activa mediante uno o más dedos de un usuario, en una dirección paralela al eje longitudinal, y que adicionalmente está conectado eléctricamente a un generador para proporcionar una señal eléctrica al generador y controlar un segundo nivel de energía ultrasónica suministrada por el transductor.

10 La primera expresión de la quinta realización de un instrumento quirúrgico ultrasónico está relacionada con una guía de onda ultrasónica que delimita un eje longitudinal, que tiene un extremo proximal, un nodo más distal y un extremo distal, y un filo que se activa ultrasónicamente situado en el extremo distal de la guía de onda y que delimita una asimetría funcional en un primer plano, una primera asimetría de equilibrio que es distal con respecto al nodo más distal y proximal al filo; y una segunda asimetría de equilibrio que es proximal al modo más distal.

15 La primera expresión de la sexta realización de un instrumento quirúrgico ultrasónico está relacionada con un armazón, una cubierta exterior que tiene un extremo proximal unido al armazón, una guía de onda ultrasónica situada en el tubo o conducto exterior, un filo que se activa ultrasónicamente situado en el extremo distal de la guía de onda, y una palanca de accionamiento para manejar un brazo de fijación situado en el extremo distal de la palanca. La palanca de accionamiento tiene levas que se engranan operativamente con el tubo exterior de manera que el movimiento de la palanca de accionamiento posiciona el brazo de fijación entre las posiciones abierta y fijada con relación al filo.

20 La segunda expresión de la sexta realización de un instrumento ultrasónico está relacionada con un anillo de dedo estacionario que delimita una abertura que tiene una longitud L, y el armazón y el transductor tienen el tamaño adecuado para situar el centro de gravedad del instrumento quirúrgico en el armazón dentro de la dimensión de la longitud L.

25 La primera expresión de la primera realización de una llave de torsión que se usa con un equipo coagulador de fijación ultrasónico está relacionada con el cuerpo de una llave de mano, un brazo en voladizo unido -de manera que se pueda mover- al mencionado cuerpo de la llave, al menos un diente situado en el extremo distal del brazo en voladizo, y un adaptador unido -de forma que pueda girar- a la llave de mano y que contiene una leva para engranarse operativamente con el diente.

Breve Descripción de las Figuras

35 Las novedosas características de la invención se exponen detalladamente en las reivindicaciones anexas. Sin embargo, la propia invención, en lo referente a la organización y los métodos de funcionamiento, puede entenderse mejor tomando como referencia la siguiente descripción -que ha de tenerse en cuenta junto con las ilustraciones adjuntas-, en la que:

40 La Figura 1 (FIG. 1) es una vista en perspectiva que ilustra una realización de un instrumento quirúrgico ultrasónico de acuerdo con la presente invención;

La Figura 2 es una vista en perspectiva desmontada de la Figura 1;

45 La Figura 3A es una vista en perspectiva de una realización de una guía de onda y un filo de acuerdo con la presente invención;

La Figura 3B es una vista elevada de la guía de onda y el filo de la Figura 3A;

50 La Figura 3C es una vista elevada de una realización alternativa de una guía de onda y un filo de acuerdo con la presente invención;

La Figura 3D es una vista elevada de una realización alternativa de una guía de onda y un filo de acuerdo con la presente invención;

55 La Figura 3E es una vista elevada de una realización alternativa de una guía de onda y un filo de acuerdo con la presente invención;

La Figura 3F es una vista alternativa de la realización de la guía de onda y el filo de la Figura 3E;

60 La Figura 3G es una vista elevada de una realización alternativa de una guía de onda y un filo de acuerdo con la presente invención;

La Figura 4 es un gráfico que ilustra el perfil de desplazamiento de la presente invención y de las técnicas e invenciones anteriores.

65 La Figura 5 es un gráfico que ilustra un perfil de desplazamiento alternativo de la presente invención y de las

técnicas e invenciones anteriores.

- 5 La Figura 6A es una vista elevada de la guía de onda y el filo de las Figuras 3E-F que ilustra una realización del radio de curvatura del filo;
- La Figura 6B es una vista en despiece de una realización del filo de la Figura 6A y un corte de radio;
- La Figura 6C es una vista alternativa de la realización de la Figura 6A;
- 10 La Figura 6D es una vista de sección de la realización de la Figura 6B;
- La Figura 7A es una vista elevada de un efector final de acuerdo con la presente invención;
- La Figura 7B es una vista en planta del efector final de la Figura 7A;
- 15 La Figura 8 es una vista en perspectiva desde el extremo proximal hasta el extremo distal de un miembro de fijación de acuerdo con la presente invención;
- La Figura 9A es una vista en planta de una almohadilla para tejidos de acuerdo con la presente invención;
- 20 La Figura 9B es una vista en planta de la cara opuesta de la almohadilla para tejidos de la Figura 9A;
- La Figura 9C es una vista elevada de la almohadilla para tejidos de las Figuras 9A-B;
- 25 La Figura 10A es una vista en perspectiva de una expresión alternativa del miembro de fijación;
- La Figura 10B es una vista en perspectiva del miembro de fijación de la Figura 10A y una primera almohadilla para tejidos;
- 30 La Figura 10C es una vista en perspectiva del miembro de fijación de la Figura 10A y una primera y segunda almohadillas para tejidos;
- Las Figuras 11A-B son expresiones alternativas de una primera y una segunda almohadillas para tejidos;
- 35 La Figura 11C es una vista en perspectiva de una expresión alternativa de un brazo de fijación que se usa con las almohadillas para tejidos de las Figuras 11A-B;
- La Figura 11D es una vista alternativa del brazo de fijación de la Figura 11C;
- 40 La Figura 11E es una vista en sección de un brazo de fijación montado y del ensamblado de la almohadilla para tejidos de las Figuras 11A-D;
- La Figura 12A es una vista en perspectiva de una realización alternativa de un brazo de fijación que tiene un punto de conexión distal;
- 45 La Figura 12B es una vista en perspectiva de una realización alternativa de una almohadilla para tejidos que tiene un miembro de conexión distal;
- La Figura 12C es una vista en perspectiva de un brazo de fijación ensamblado y de la almohadilla para tejidos de las Figuras 12A-B;
- 50 La Figura 13 es una vista parcial del extremo distal del instrumento ultrasónico de acuerdo con la presente invención;
- 55 La Figura 14 es una vista en despiece elevada de una parte del brazo de fijación y el miembro de fijación y las levas;
- La Figura 15 es una vista en despiece de la cubierta exterior y las ranuras de la leva;
- La Figura 16A es una vista elevada de un instrumento ultrasónico y un montaje de un pulsador de acuerdo con la presente invención;
- 60 La Figura 16B es una vista elevada del montaje -o estructura- de dos piezas de un pulsador de acuerdo con la presente invención;
- 65 La Figura 16C es una vista en sección elevada que muestra la interfaz entre el armazón del interruptor, el transductor, la guía de onda y el armazón;

La Figura 16D es una vista en perspectiva elevada de un armazón del interruptor de acuerdo con la presente divulgación;

5 La Figura 16E es una vista alternativa del armazón del interruptor de la Figura 16D;

La Figura 16F es una vista de un circuito flexible de acuerdo con la presente divulgación;

La Figura 16G es un esquema eléctrico del circuito del interruptor de mano;

10 La Figura 17A es una vista elevada de un instrumento ultrasónico de acuerdo con la presente invención, tal y como puede agarrarlo un usuario;

15 La Figura 17B es una vista en despiece de la interfaz del dedo y el pulgar de un instrumento ultrasónico de acuerdo con la presente divulgación;

La Figura 18 es una vista elevada de un instrumento ultrasónico de acuerdo con la presente invención, tal y como puede agarrarlo un usuario, y que delimita el centro de gravedad;

20 La Figura 19A es una vista en perspectiva de una llave de torsión de dos piezas de acuerdo con la presente divulgación;

La Figura 19B es una vista en perspectiva de una llave de mano de acuerdo con la presente divulgación;

25 La Figura 19C es una vista elevada de la llave de mano de la Figura 19B;

La Figura 19D es una vista transversal frontal del extremo distal de una llave de mano, que representa un brazo en voladizo y la geometría de los dientes;

30 La Figura 19E es una vista transversal de un adaptador, que representa la geometría de un engranaje ranurado ('spline gear', en inglés);

35 La Figura 19F es una vista en perspectiva de un adaptador que se usa con una llave de mano de acuerdo con la presente divulgación; y

La Figura 19G es una vista parcial en perspectiva de una llave de mano que está conectada con un instrumento ultrasónico de acuerdo con la presente divulgación.

Descripción Detallada de la Invención

40 Antes de explicar la presente invención detalladamente, debe entenderse que, en lo referente a sus usos o aplicaciones, la invención no está limitada por los detalles de construcción y la configuración de las partes ilustrados en las ilustraciones adjuntas y en la descripción. Las realizaciones ilustrativas de la invención pueden implementarse o incorporarse en otras realizaciones, variaciones y modificaciones, y pueden ponerse en práctica o realizarse de
45 diversas formas. Además, a menos que se indique lo contrario, los términos y expresiones empleados en el presente texto se han escogido con el propósito de describir las realizaciones ilustrativas de la presente invención y por conveniencia para el lector, de manera que su propósito no es limitar la invención.

50 Además, debe entenderse que uno o más de los ejemplos, realizaciones, expresiones de realizaciones, etc. que se describen a continuación pueden combinarse con uno o más de los demás ejemplos, realizaciones, expresiones de realizaciones, etc. que se describen a continuación.

La presente invención está orientada particularmente a un equipo coagulador de fijación quirúrgico y ultrasónico mejorado que está configurado para llevar a cabo cortes, coagulaciones y/o fijaciones de los tejidos durante
55 procedimientos quirúrgicos, incluyendo procedimientos quirúrgicos delicados, como una tiroidectomía. El presente equipo o sistema está configurado para usarse en procedimientos quirúrgicos abiertos. Su uso versátil se ve facilitado por el uso selectivo de energía ultrasónica. Cuando los componentes ultrasónicos del equipo están desactivados, el tejido se puede sujetar y manipular fácilmente y como se desee, sin que sufra cortes o daños. Cuando los componentes ultrasónicos están activados, el equipo permite que el tejido se fije o sujete para que entre
60 en contacto con la energía ultrasónica y se realice la coagulación del tejido, aplicando una presión cada vez mayor y llevando a cabo de manera eficaz el corte y la coagulación del tejido. Si se desea, la energía ultrasónica puede aplicarse al tejido, sin usar el mecanismo de fijación del equipo, mediante el manejo adecuado del filo (o cuchilla) ultrasónico.

65 Tal y como resultará evidente gracias a la siguiente descripción, el presente equipo coagulador de fijación está particularmente diseñado para su uso desechable debido a su sencilla estructura. Por ello, se contempla la

posibilidad de que el equipo se use junto con la unidad de un generador ultrasónico de un sistema quirúrgico, de manera que la energía ultrasónica de la unidad del generador proporcione la deseada activación ultrasónica para el presente equipo coagulador de fijación. Debe entenderse que el equipo coagulador de fijación que incorpora los principios de la presente invención puede configurarse para un uso múltiple o no desechable, y de manera que integre -de forma que no pueda separarse o desmontarse- una unidad de generador ultrasónico asociada. Sin embargo, actualmente se prefiere que el presente equipo coagulador de fijación tenga una conexión desmontable con la unidad del generador ultrasónico asociada, en el caso de que el equipo se use con un solo paciente.

Refiriéndonos específicamente a las Figuras 1 y 2, se ilustra una realización de un sistema quirúrgico 19, que incluye un instrumento quirúrgico ultrasónico 100 de acuerdo con la presente invención. El sistema quirúrgico 19 incluye un generador ultrasónico 30 conectado a un transductor ultrasónico 50 mediante un cable 22, y un instrumento quirúrgico ultrasónico 100. Debe entenderse que, en algunas solicitudes, el transductor ultrasónico 50 se denomina 'montaje -o estructura- del mango' porque el instrumento quirúrgico del sistema quirúrgico 19 está diseñado de tal manera que el cirujano pueda agarrar y manipular el transductor ultrasónico 50 durante diversos procedimientos y operaciones. Un generador adecuado es el GEN04 (también denominado Generator 300), que está a la venta de la mano de Ethicon Endo-Surgery, Inc. (Cincinnati, Ohio, EE UU). Un transductor adecuado se desvela en la solicitud de patente de EE UU -en tramitación junto con la presente- presentada el 10 de octubre de 2006 y titulada 'Medical Ultrasound System and Handpiece and Methods for Making and Tuning'.

Un transductor ultrasónico 50 y una guía de onda ultrasónica 80 proporcionan conjuntamente un montaje acústico del presente sistema quirúrgico 19, de manera que el montaje acústico proporciona energía ultrasónica para los procedimientos quirúrgicos cuando está alimentado por un generador 30. Normalmente, el montaje acústico del instrumento quirúrgico 100 incluye una primera parte acústica y una segunda parte acústica. En la presente realización, la primera parte acústica comprende las partes ultrasónicamente activas del transductor ultrasónico 50, y la segunda parte acústica comprende las partes ultrasónicamente activas del montaje -o estructura- de transmisión 71. Además, en la presente realización, el extremo distal de la primera parte acústica está unido operativamente al extremo proximal de la segunda parte acústica mediante, por ejemplo, una conexión roscada.

El instrumento quirúrgico ultrasónico 100 incluye un montaje -o estructura- de la empuñadura con múltiples piezas 68 adaptado para aislar al operador de las vibraciones del montaje acústico que está contenido en el transductor 50. El montaje de la empuñadura 68 puede adaptarse para que tenga una forma y un tamaño que permiten que el usuario lo agarre de un modo convencional, pero se contempla la posibilidad de que el presente instrumento quirúrgico ultrasónico 100 se agarre y manipule principalmente con una configuración similar a la de unas tijeras proporcionada por el montaje de la empuñadura del instrumento, tal y como se describirá más adelante. Si bien se ilustra un montaje de la empuñadura 68 con múltiples piezas, el montaje de la empuñadura 68 puede comprender un componente único o individual. El extremo proximal del instrumento quirúrgico ultrasónico 100 da cabida y se adapta al extremo distal del transductor ultrasónico 50 mediante la inserción del transductor en el montaje de la empuñadura 68. El instrumento quirúrgico ultrasónico 100 puede unirse al transductor ultrasónico 50 y separarse de él como una unidad. El instrumento quirúrgico ultrasónico 100 puede incluir un montaje de la empuñadura 68, lo que comprende engranar las partes del armazón 69 y 70, y un montaje de transmisión ultrasónico 71. El montaje de transmisión alargado 71 del instrumento quirúrgico ultrasónico 100 se extiende ortogonalmente desde el montaje de la empuñadura del instrumento 68.

El montaje de la empuñadura 68 puede fabricarse a partir de un plástico duradero, como policarbonato o un polímero de cristal líquido. También se contempla la posibilidad de que, alternativamente, el montaje de la empuñadura 68 pueda estar hecho de una variedad de materiales, incluyendo otros plásticos, cerámicas o metales. Sin embargo, los termoplásticos sin relleno convencionales tienen una conductividad térmica de solamente unos 0,20 W/m⁰K (Vatio/metro-⁰Kelvin). Para mejorar la disipación del calor del instrumento, el montaje de la empuñadura puede estar fabricado a partir de termoplásticos conductores del calor, como resinas de polímeros de cristal líquido (LCP) altamente resistentes al calor, sulfuro de polifenileno (PPS), polieterecetonona (PEEK) y polisulfona, que tienen una conductividad térmica del orden de 20-100 W/m⁰K. La resina de PEEK es un termoplástico relleno con nitruro de aluminio o nitruro de boro, que no son eléctricamente conductores. La resina eléctricamente conductora ayuda a manejar el calor en los instrumentos más pequeños.

El montaje de transmisión 71 incluye una guía de onda 80 y un filo o cuchilla 79. Debe entenderse que, en algunas solicitudes, el montaje de transmisión a veces se denomina 'montaje -o estructura- del filo'. La guía de onda 80, que está adaptada para transmitir energía ultrasónica desde el transductor 50 hasta la punta del filo 79 puede ser flexible, semiflexible o rígida. La guía de onda 80 también puede estar configurada para amplificar las vibraciones mecánicas transmitidas a través de la guía de onda 80 hasta el filo 79, un hecho bien conocido en este campo. La guía de onda 80 puede tener características adicionales para controlar el aumento de la vibración longitudinal a lo largo de la guía de onda 80 y características para ajustar la guía de onda 80 a la frecuencia de resonancia del sistema. Más particularmente, la guía de onda 80 puede tener cualquier dimensión transversal adecuada. Por ejemplo, la guía de onda 80 puede tener una sección transversal básicamente uniforme o la guía de onda 80 puede ser ahusada en diversas secciones o puede ser ahusada a lo largo de toda su longitud.

Por ejemplo, la guía de onda ultrasónica 80 puede tener una longitud básicamente igual a un número entero de una

mitad de longitudes de onda del sistema ($n/2$). Preferiblemente, la guía de onda ultrasónica 80 y el filo 79 están fabricados con una varilla o eje central sólido construido con un material que propaga la energía ultrasónica eficientemente, como una aleación de titanio (por ejemplo, Ti-6Al-4V), aleaciones de aluminio, zafiro, acero inoxidable o cualquier otro material acústicamente compatible.

La guía de onda ultrasónica 80 puede incluir, adicionalmente, al menos un agujero radial o una abertura 66 que se extiende a través de ella, básicamente en perpendicular al eje longitudinal de la guía de onda 80. La abertura 66, que puede estar situada en un nodo, está diseñada para alojar una clavija del conector 27, como se explica más adelante, que conecta la guía de onda 80 al montaje de la empuñadura 70.

El filo 79 puede ser parte integral de la guía de onda 80 y formar con ella una sola unidad. En una expresión alternativa de la presente realización, el filo 79 puede estar conectado mediante una conexión roscada, una junta soldada u otros mecanismos de unión. El extremo distal del filo 79 está situado cerca de un antinodo 85 para ajustar el montaje acústico a una frecuencia de resonancia preferida f_0 cuando el montaje acústico no está lleno de tejido. Cuando se activa el transductor ultrasónico 50, el extremo distal del filo 79 o de la punta del filo 79a está diseñado para moverse básicamente de forma longitudinal (a lo largo del eje 'x') en un rango de, por ejemplo, aproximadamente entre 10 y 500 micras pico a pico, y preferiblemente en un rango de entre alrededor de 20 y alrededor de 200 micras con una frecuencia de vibración f_0 predeterminada de, por ejemplo, 55 000 Hz. Preferiblemente, la punta del filo 79a también vibra en el eje 'y' con aproximadamente alrededor de 1-10% del movimiento en el eje 'x'.

La punta del filo 79a proporciona una asimetría funcional o una parte curva para obtener una mejor visibilidad en la punta del filo, de manera que el cirujano puede verificar que el filo 79 se extiende por la estructura que se está cortando o coagulando. Esto es especialmente importante a la hora de verificar los bordes de los vasos sanguíneos más grandes. La geometría o estructura también proporciona un mejor acceso al tejido reproduciendo más fielmente la curvatura de las estructuras biológicas. El filo 79 proporciona múltiples bordes y superficies, diseñados para proporcionar múltiples efectos al tejido: coagulación por fijación, corte por fijación, sujeción, corte posterior, disección, coagulación puntual, penetración de la punta y marcación (o marcado) de la punta.

Normalmente, la punta del filo 79a se denomina 'asimetría funcional'. Es decir, el filo (funcionalmente, el filo proporciona múltiples efectos al tejido) está fuera del eje longitudinal de la guía de onda 80 (es decir, es asimétrico respecto al eje longitudinal) y, por lo tanto, crea un desequilibrio en la guía de onda ultrasónica. Si no se corrige dicho desequilibrio, pueden crearse efectos no deseados como calor o ruido y se puede poner en peligro el tejido.

Es posible minimizar la incursión no deseada de la punta en los ejes 'y' y 'x' -maximizando así la eficiencia y mejorando los efectos sobre el tejido- si se proporcionan una o más asimetrías de equilibrio o propiedades de equilibrio que estén próximas a la asimetría funcional del filo.

Refiriéndonos ahora a las Figuras 3A-G, el montaje de transmisión 71 incluye una o más propiedades o características de equilibrio situadas en el filo 79, en una posición proximal y/o distal respecto al nodo más distal 84. Además, las características de equilibrio (o características de equilibrado) en la guía de onda 80 están diseñadas para equilibrar los dos modos ortogonales en los ejes 'y' y 'z' de forma separada. El tamaño, la forma y la localización de las características de equilibrio permiten una flexibilidad que reduce la tensión en el filo 79, hace que la longitud activa sea más larga y equilibra por separado los dos modos ortogonales.

Las Figuras 3A-B muestran un único corte de equilibrio 82 en la guía de onda 80, que es distal respecto al nodo 84. En esta realización, el corte de equilibrio 82 tiene paredes laterales perpendiculares al eje longitudinal de la guía de onda 80 y el corte inferior es paralelo al eje longitudinal de la guía de onda 80. En esta realización, las elevadas tensiones que se producen durante la operación se localizan en el corte de equilibrio 82, que está fuera de la zona curva, más sensible, del filo 79.

La Figura 3C muestra dos características de equilibrio 82 y 82a, una distal y otra proximal respecto al nodo 84. Añadir el segundo corte de equilibrio 82a, proximal respecto al nodo 84, elimina además los modos de plegado ortogonales, proporcionando así un movimiento longitudinal (en la dirección 'x') más puro y eliminando los modos de plegado superpuestos (en la dirección 'y' y 'z'). Por consiguiente, el filo 79 está mejor equilibrado y tiene una longitud activa más larga.

La Figura 3D muestra dos características de equilibrio 82c y 82a, una distal y otra proximal respecto al nodo 84. Un corte inferior en ángulo en la característica de equilibrio 82c permite el equilibrado individual del modo de plegado en la dirección 'z'.

Las Figuras 3E-F muestran dos características de equilibrio 82 y 82d, una distal y otra proximal respecto al nodo 84. Las paredes laterales de la característica de equilibrio 82d forman un ángulo una respecto a la otra en el plano 'x-z' y proporcionan un equilibrado individual del modo de plegado en la dirección 'y'. Las paredes laterales angulosas determinan o definen un ángulo incluido θ de entre 1° y alrededor de 90° , preferiblemente entre alrededor de 15° y alrededor de 25° y, más preferiblemente, entre alrededor de 19° y alrededor de 21° . El peso que se elimina en cada

característica de equilibrio es una función de múltiples parámetros, incluyendo el radio de curvatura en la punta del filo 79a y el nivel deseado de eliminación de los modos de plegado superpuestos en la dirección 'y' y 'z'. En un ejemplo ilustrativo, el corte de equilibrio 82 representa una reducción de peso de entre alrededor de 0,09 g y alrededor de 0,1 g (entre alrededor de 0,003 onzas y alrededor de 0,004 onzas) y, más preferiblemente, alrededor de 0,096 g (alrededor de 0,0034 onzas). El corte de equilibrio 82d representa una reducción de peso de entre alrededor de 0,11 g y alrededor de 0,14 g (entre alrededor de 0,004 onzas y alrededor de 0,005 onzas) y, más preferiblemente, alrededor de 0,12 g (alrededor de 0,0043 onzas).

La Figura 3G muestra un corte de equilibrio 82e en la parte curva del filo, además de la característica de equilibrio 82, distal respecto al nodo 84. El corte de equilibrio 82e proporciona equilibrio y también un mejor rendimiento acústico como resultado de la amplia separación de frecuencias de los modos transversales respecto a la frecuencia principal, que es la frecuencia del modo longitudinal.

Tal y como resultará evidente para un persona versada en la materia, cualquier combinación de los cortes de equilibrio 82 a 82e es posible para proporcionar equilibrio a la guía de onda y el filo curvado.

La Figura 4 muestra que el perfil producido por las características de corte para equilibrar de la Figura 3E produce una longitud activa 1,3 mm más larga a lo largo de la dirección de desplazamiento longitudinal que la que está disponible con un coagulador de fijación ultrasónico LCS-C5, a la venta de la mano de Ethicon Endo-Surgery, Inc. (donde el eje 'y' es representativo del ratio entre el desplazamiento en cualquier lugar de la punta del filo 79a y el desplazamiento en el extremo más distal de la punta del filo 79a). Es deseable contar con una longitud activa más larga para cortar y coagular vasos sanguíneos grandes, por ejemplo, vasos de 5-7 mm.

La Figura 5 muestra que el perfil producido por las características de equilibrio de la Figura 3E produce una longitud activa 2,5 mm más larga (a lo largo de la suma vectorial de los desplazamientos en las direcciones 'x', 'y' y 'z') que la que está disponible con un coagulador de fijación ultrasónico LCS-C5, la cual es deseable para cortar y coagular vasos sanguíneos grandes, por ejemplo, vasos de 5-7 mm.

Refiriéndonos de nuevo a las Figuras 1 y 2, un miembro tubular exterior o cubierta exterior 72 se une al extremo más proximal del montaje de la empuñadura 70. Unido al extremo distal de la cubierta exterior 72, hay una cubierta distal 76. La cubierta exterior 72 y la cubierta distal 76 pueden unirse mediante un cierre a presión, un ajuste a presión, pegamento u otros medios mecánicos. Extendiéndose distalmente desde la cubierta distal 76, está el efector final 81, que comprende el filo 79 y el miembro de fijación 56, también denominado habitualmente 'brazo', junto con una o más almohadillas para tejidos 58. Puede incluirse una junta o sello 83 en el nodo más distal 84, lo más cerca posible del efector final 81, para eliminar o reducir el paso de tejidos, sangre y otros materiales presentes en la zona entre la guía de onda 80 y la cubierta distal 76. La junta 83 puede tener cualquier tipo de estructura conocida, como una junta tórica de silicio sobreinyectado en el nodo 84.

Refiriéndonos ahora a las Figuras 6A-D y 7A-B, el filo 79 es curvo al igual que su miembro de fijación asociado 56. Esto sólo es ilustrativo, y el filo 79 y su correspondiente miembro de fijación 56 pueden tener cualquier forma, como bien saben las personas con conocimientos y habilidades en este campo. Sin embargo, un beneficio de la invención es la capacidad que ofrece para realizar procedimientos quirúrgicos mejores y más delicados. También es multifuncional y permite diseccionar tejidos, coagular y cortar transversalmente.

La capacidad para diseccionar con precisión se debe, principalmente, a los estrechamientos o partes ahusadas del efector final 81. El efector final se ahúsa en dos planos, imitando así los hemostatos convencionales. Esto permite que el usuario cree 'ventanas' en el tejido y después pueda separarlo más fácilmente. El filo 79 y el miembro de fijación 56 son ahusados en las dos direcciones 'x' y 'z' desde el extremo proximal hasta el extremo distal. La almohadilla 58 solo es ahusada en la dirección 'z'. Es decir, la almohadilla de fijación 58 tiene un grosor constante, pero la anchura de la almohadilla de fijación 58 en el extremo distal es menor que la anchura en el extremo proximal. Por consiguiente, el área de superficie de la sección A es mayor que el área de superficie de la sección B.

Además del estrechamiento, el radio en el extremo distal del filo 79 y el miembro de fijación 56 también ayuda a realizar una disección precisa. El radio en la punta del miembro de fijación 56 es aproximadamente de 0,1 cm (aproximadamente, 0,040 pulgadas), y el radio del filo es aproximadamente de 0,11 cm (aproximadamente, 0,045 pulgadas).

Refiriéndonos específicamente a la Figura 6A, el filo 79 está definido o delimitado por un radio interior R1 y un radio exterior R2, medidos a una distancia D1 desde el eje longitudinal. Las dimensiones R1, R2 y D1 se seleccionan junto con los cortes de equilibrado previamente explicados. En una realización, R1 tiene entre alrededor de 2,0 cm y alrededor de 2,5 cm (entre alrededor de 0,80 pulgadas y alrededor de 1,00 pulgadas) y, más preferiblemente, alrededor de 2,6 cm (alrededor de 1,04 pulgadas); y D1 tiene entre alrededor de 2,2 cm y alrededor de 2,8 cm (entre alrededor de 0,90 pulgadas y alrededor de 1,10 pulgadas) y, más preferiblemente, alrededor de 2,5 cm (alrededor de 0,99 pulgadas).

Las Figuras 6B y 6D ilustran con más detalle una segunda expresión del filo 79. Se ilustra un corte del radio 90 en el

5 filo 79 para proporcionar dos bordes o fillos de corte posterior 92 y 92a. Tal y como apreciarán las personas con conocimientos y habilidades en esta materia, el corte del radio 90 también proporciona una asimetría de equilibrio dentro de la simetría funcional para ayudar a equilibrar los modos ortogonales. Los bordes de corte posterior 92 y 92a están situados frente a la almohadilla de fijación 58 (Figura 7B) para permitir que el cirujano lleve a cabo procedimientos para cortar tejido sin la asistencia de la almohadilla de fijación 58. Preferiblemente, el corte del radio es distal respecto a la punta más distal del fillo 79 para permitir que una punta del radio roma pueda diseccionar tejido tal y como se ha explicado previamente. En un ejemplo de la segunda expresión del fillo 79, un corte del radio R3 cubre un ángulo F medido a una distancia D2 desde el eje longitudinal, de manera que existe una distancia D3 desde la punta distal del fillo 79. En una realización, R3 tiene entre alrededor de 0,076 cm y alrededor de 0,15 cm (entre alrededor de 0,030 pulgadas y alrededor de 0,060 pulgadas) y, más preferiblemente, alrededor de 0,13 cm (alrededor de 0,050 pulgadas); y el ángulo F tiene entre alrededor de 20° y alrededor de 35° y, más preferiblemente, alrededor de 30°. D2 tiene entre alrededor de 2,2 cm y alrededor de 2,8 cm (entre alrededor de 0,90 pulgadas y alrededor de 1,10 pulgadas) y, más preferiblemente, alrededor de 2,5 cm (alrededor de 0,99 pulgadas); y D3 tiene entre alrededor de 0,22 cm y alrededor de 0,28 cm (entre alrededor de 0,085 pulgadas y alrededor de 0,11 pulgadas) y, más preferiblemente, alrededor de 0,23 cm (alrededor de 0,09 pulgadas).

20 En una tercera expresión del fillo 79, la Figura 6C ilustra un estrechamiento delimitado por un ángulo O en relación con un eje paralelo al eje longitudinal de la guía de onda 80 desde el extremo proximal del fillo 79 hasta el extremo distal del fillo 79. En una realización, el estrechamiento puede estar en la superficie del fillo que está en contacto con la almohadilla de tejidos 58 (Figura 7A). Alternativamente, el estrechamiento puede estar delimitado por la superficie opuesta, que comprende un corte del radio 90. En referencia a la Figura 6C, el ángulo O tiene entre alrededor de 0,5° y alrededor de 5°, y, preferiblemente, entre alrededor de 1,5° y alrededor de 2°.

25 Refiriéndonos de nuevo a la Figura 2, la guía de onda 80 está situada en una cavidad 59 del montaje de la empuñadura 68. Para situar correctamente la guía de onda 80 tanto axial como radialmente, la clavija 27 se extiende a través de una abertura 66 de la guía de onda 80 (situada en un nodo) y se engrana con el canal o conducto 28 (formado por la unión de las partes del armazón 69 y 70). Preferiblemente, la clavija 27 está hecha de cualquier metal compatible, como acero inoxidable o titanio o un plástico duradero, como policarbonato o un polímero de cristal líquido. En la primera expresión de una realización, la clavija 27 está parcialmente recubierta de un material elastómero 30, como silicio, en la parte 29 de la clavija 27, que se extiende a través de la guía de onda 80, y no está recubierta en la parte de la clavija 27 que se une a los miembros 69 y 70. El silicio proporciona aislamiento del fillo vibrante a lo largo de la longitud del orificio 66. Esto permite una operación de alto rendimiento, a la vez que se genera un calor mínimo, y también permite disponer de una máxima potencia de salida ultrasónica en la punta del fillo, la cual se utiliza para cortar y coagular. La falta de aislamiento permite que la clavija 27 se sujete firmemente en el montaje de la empuñadura 68 debido a esa misma falta de aislamiento, que causaría deformación y movimiento si la clavija 27 estuviera completamente recubierta con un material aislante.

40 Refiriéndonos ahora a las Figuras 8 y 9A-C, la primera expresión del miembro de fijación 56 tiene una ranura 57 cuya forma le permite aceptar una o más almohadillas para tejidos. Esta configuración evita la carga accidental o no deseada de las almohadillas para tejidos y asegura que se cargue la almohadilla adecuada en la posición correcta dentro del miembro de fijación 56. Por ejemplo, el miembro de fijación 56 puede comprender una ranura con forma de T (57) para aceptar un reborde con forma de T (55) de la almohadilla de fijación 58. Hay dos paradmas mecánicas 59 y 59a que, al pulsarse, engranan o unen el extremo proximal de la almohadilla de fijación 58 para asegurar la almohadilla de fijación al miembro de fijación 56. Tal y como apreciarán las personas con conocimientos y habilidades en la materia, los rebordes y sus correspondientes ranuras pueden tener formas y tamaños alternativos para asegurar las almohadillas de fijación al brazo de fijación. Las configuraciones ilustradas de los rebordes que se muestran aquí solo son ejemplos que se amoldan al material particular de la almohadilla de fijación de una realización, pero el tamaño y la forma particulares de los rebordes pueden variar, incluyendo -pero sin limitarse a- los rebordes del mismo tamaño y forma. En el caso de las almohadillas para tejidos individuales, el reborde puede tener una configuración. Además, son posibles otros topes de parada y pueden incluir cualquiera de los múltiples métodos para acoplar mecánicamente las almohadillas de fijación al brazo de fijación, como, por ejemplo, remaches, pegamento, ajustes a presión o cualquier otro medio de cierre que le resulte conocido a una persona versada en la materia.

55 En referencia a las Figuras 10A-C, en la primera expresión de una realización alternativa, la almohadilla de fijación 58 se compone de una primera almohadilla para tejidos 58b y una segunda parte de la almohadilla 58a, que puede ser una inserción en la almohadilla 58b. La almohadilla para tejidos 58b puede comprender una superficie de contacto con el tejido que tiene dientes similares a una sierra y una parte proximal 58a que puede tener una superficie más lisa con respecto a la almohadilla 58b. La ventaja de contar con dos componentes separados 58a y 58b es que cada almohadilla puede fabricarse a partir de diferentes materiales. Por ejemplo, tener una almohadilla para tejidos de dos piezas permite utilizar un material muy resbaladizo en el extremo distal que no sea particularmente resistente a las altas temperaturas, en comparación con un material muy resistente a las altas temperaturas situado en el extremo proximal que no sea particularmente resbaladizo puesto que el extremo proximal es una zona de menor extensión. Una configuración así combina los materiales de la almohadilla para tejidos y la extensión del fillo 79.

En la segunda expresión de una realización alternativa de la presente divulgación, la almohadilla de fijación 58b está hecha a partir de TEFLÓN® u otro material adecuado de baja fricción. La almohadilla de fijación 58a está hecha a partir de un material de base y al menos un material de relleno, que es diferente al material de base. La superficie de la almohadilla de fijación proximal 58a puede ser más lisa que la almohadilla de fijación distal 58b, o la almohadilla de fijación proximal 58a también puede tener una configuración similar con dientes en forma de sierra.

Se obtienen diversos beneficios y ventajas gracias a una o más de las expresiones de la divulgación. Contar con una almohadilla para tejidos con un material de base y al menos un material de relleno permite que el material de base y el -al menos un- material de relleno se escojan teniendo en cuenta parámetros diferentes como la dureza, la rigidez, la lubricidad, el coeficiente dinámico de fricción, el coeficiente de transferencia de calor, la abrasividad, la temperatura de deflexión térmica, la temperatura de transición del vidrio y/o la temperatura de fusión para mejorar la durabilidad de la almohadilla para tejidos, que es importante cuando se emplean fuerzas de fijación elevadas puesto que las almohadillas para tejidos se desgastan antes con fuerzas de fijación elevadas que con fuerzas de fijación más bajas. En los experimentos, una almohadilla para tejidos de politetrafluoroetileno con un relleno de grafito del 15% sufrió básicamente el mismo desgaste con una fuerza de fijación de 31 N (7 libras) que el que sufrió una almohadilla para tejidos con un 100% de politetrafluoroetileno sometida a una fuerza de fijación de 6,7 N (1,5 libras). Disponer de un brazo de fijación flexible y/o una almohadilla para tejidos flexible también debería mejorar la durabilidad de la almohadilla para tejidos debido a la capacidad que tiene el miembro flexible para distribuir la carga de forma más uniforme por toda la superficie de la almohadilla para tejidos. Los beneficios y expresiones adicionales de esta realización se desvelan en la solicitud de patente provisional de EE UU con número de serie 60/548,301, presentada el 27 de febrero de 2004 y asignada de forma ordinaria al cesionario de la presente solicitud.

En la tercera expresión de una realización alternativa, una almohadilla para tejidos con un material de base y al menos dos materiales de relleno permite que el material de base y los -al menos dos- materiales de relleno se escojan teniendo en cuenta parámetros diferentes como la dureza, la rigidez, la lubricidad, el coeficiente dinámico de fricción, el coeficiente de transferencia de calor, la abrasividad, la temperatura de deflexión térmica y/o la temperatura de fusión para mejorar la durabilidad de la almohadilla para tejidos, que es importante cuando se emplean fuerzas de fijación elevadas puesto que las almohadillas para tejidos se desgastan antes con fuerzas de fijación elevadas que con fuerzas de fijación más bajas. En los experimentos, una almohadilla para tejidos hecha de poliimida con un relleno de grafito de un 15% y un relleno de PTFE de un 30% mostró básicamente la misma -o mejor- durabilidad con una fuerza de fijación de 20 N (4,5 libras) que una almohadilla para tejidos hecha con un 100% de politetrafluoroetileno y sometida a una fuerza de fijación de 6,7 N (1,5 libras). La ventaja de una almohadilla para tejidos hecha de poliimida con un relleno de grafito de un 15% y un relleno de PTFE de un 30% es una mejor resistencia al calor, lo cual mejora la resistencia media al envejecimiento o desgaste que tiene la almohadilla para tejidos. Esta almohadilla de sujeción hecha con un compuesto de poliimida tiene una resistencia útil al calor de hasta alrededor de 300K-900K (entre alrededor de 800° F y alrededor de 1200° F), en comparación con una resistencia útil al calor de hasta alrededor de 290K (alrededor de 660° F) de una almohadilla para tejidos hecha de PTFE. Alternativamente, otros materiales también son útiles para una parte de la almohadilla para tejidos, como la cerámica, los metales, los vidrios y el grafito.

Las Figuras 10A-C desvelan la primera expresión de una realización para unir una almohadilla de fijación de dos partes 58a-b a un miembro de fijación 56. En la Figura 10A, al menos dos ranuras 57a y 57b tienen el tamaño y la forma adecuados para aceptar dos rebordes con el tamaño y la forma correspondientes 55a y 55'. En este ejemplo, la ranura con forma de T (57a) acepta el correspondiente reborde con forma de T (55a) de la almohadilla de fijación 58a, y la ranura con forma de cuña 57' acepta el correspondiente reborde con forma de cuña 55' de la almohadilla de fijación 58b.

Las Figuras 11A-E ilustran la segunda expresión para unir una almohadilla de fijación 58c a un brazo de fijación 56c. La almohadilla de fijación 58c comprende una o más protuberancias 62 para que se introduzcan en una o más de las correspondientes aberturas 63 presentes en el brazo de fijación 56c. Si también se utiliza una segunda -o más- almohadilla(s) de fijación de acuerdo con la explicación precedente, entonces la almohadilla de fijación 58c comprende, adicionalmente, la correspondiente abertura 61 para aceptar una -o más- almohadilla(s) de fijación 58d. El brazo de fijación 56c tiene la(s) correspondiente(s) abertura(s) 63 para aceptar las protuberancias 62, así como su correspondiente cavidad 64 para aceptar una o más almohadillas de fijación 58d. La Figura 11E ilustra los componentes ya montados y unidos, previamente a su apuntalamiento o montaje final. La almohadilla de fijación 58d encaja dentro de la abertura 61 y la cavidad 64, y la almohadilla 58c está alineada con el brazo de fijación 56c, de manera que las protuberancias 62 se alinean con la abertura biselada 63. Las protuberancias 62 tienen una altura adicional más allá de la superficie superior del brazo de fijación 56c para proporcionar material adicional para rellenar el volumen biselado durante el montaje final. Se aplica calor a las protuberancias 62 por encima del brazo de fijación 56c; las protuberancias se deforman y adquieren la forma del volumen biselado.

Las Figuras 12A-C ilustran la tercera expresión para unir una almohadilla de fijación 58d a un brazo de fijación 56d. Además de un reborde con forma de T (55), la almohadilla de fijación 58d comprende un broche o protuberancia con forma de gancho 65 para que se una a la correspondiente abertura 66 en la punta distal del brazo de fijación 56d. En esta expresión, la punta distal del brazo de fijación 56d está abierta y la almohadilla de fijación 58d se introduce desde una dirección distal a proximal hasta que el gancho se engrana con la abertura 66. El gancho 65 puede

cerrarse de forma parcial o sesgada, de manera que, cuando el gancho 65 se engrana con la abertura 66, el gancho 65 aplica fuerzas compresivas contra la abertura 66.

5 La primera expresión de un método para introducir una almohadilla de fijación en un brazo de fijación incluye a) introducir una primera almohadilla de fijación que tiene una primera dimensión a lo ancho que es mayor que una segunda dimensión a lo ancho y que tiene un reborde -con una primera forma- en un brazo de fijación que tiene una ranura que acepta o aloja el reborde -con una primera forma-; y b) acoplar un tope o parada de la almohadilla para asegurar la almohadilla de fijación al brazo de fijación. En la segunda expresión del método, la almohadilla de fijación se compone de una segunda almohadilla de fijación fabricada a partir de un material de base y de al menos un material de relleno, que es diferente al material de base. La segunda almohadilla de fijación puede tener un reborde -con una segunda forma- que se une o engrana con una ranura -con una segunda forma- en el brazo de fijación. Las superficies para tejidos de las almohadillas de fijación pueden ser lisas o tener características para sujetar el tejido, como una configuración con dientes de sierra.

15 La primera expresión de un método para reemplazar las almohadillas de fijación incluiría los siguientes pasos: a) soltar o desacoplar el tope de la almohadilla; b) retirar una primera almohadilla de fijación del brazo de fijación; c) retirar una segunda almohadilla de fijación del brazo de fijación, de manera que al menos una de las almohadillas de fijación (la primera y/o la segunda) tiene una primera dimensión a lo ancho que es mayor que una segunda dimensión a lo ancho; d) insertar una tercera y una cuarta almohadillas de fijación en el brazo de fijación, de manera que al menos una de estas almohadillas de fijación (la tercera y/o la cuarta) tiene una primera dimensión a lo ancho que es mayor que una segunda dimensión a lo ancho; y e) unir o trabar un tope de almohadilla para asegurar la tercera y la cuarta almohadillas de fijación al brazo de fijación. En la segunda expresión de este método, una de las almohadillas de fijación (la tercera y/o la cuarta) puede estar fabricada a partir de un material polimérico como TEFLÓN, y la otra almohadilla de fijación puede estar fabricada a partir de un material de base y al menos un material de relleno, que es diferente al material de base. Las superficies para tejidos de las almohadillas de fijación pueden ser lisas o tener características para sujetar el tejido, como una configuración con dientes de sierra.

30 Haciendo referencia a las Figuras 13-15, un brazo de fijación 60 se configura para usarse con el presente instrumento quirúrgico ultrasónico 100 y para trabajar conjuntamente con el filo 79 y el miembro de fijación 56. El brazo de fijación 60 está montado -de manera que se pueda girar- en el extremo distal de la cubierta exterior 72, que se detalla más adelante, y se une -de manera que se pueda conectar- con el extremo distal del anillo para el pulgar o miembro de activación 34. La almohadilla de fijación 58 se monta en el miembro de fijación 56 para trabajar de forma conjunta con el filo 79, de manera que el movimiento giratorio del brazo de fijación 60 posiciona la almohadilla de fijación en una situación básicamente paralela a, y en contacto con, el filo 79, definiendo o delimitando así la zona de tratamiento de tejidos. Gracias a esta estructura, el tejido se sujeta entre la almohadilla de fijación 58 y el filo 79. El movimiento pivotante del miembro de fijación 56 con respecto al filo 79 se ve afectado por la inclusión de un par de levas en el brazo de fijación 60 que interactúan con la cubierta exterior 72. La cubierta exterior 72 está anclada a la empuñadura 68.

40 La primera expresión del brazo de fijación 60 comprende un miembro para portar el brazo 60a y un miembro de unión 60b. El miembro para portar el brazo 60a incluye dos levas 94a y 94b que se unen o ensamblan con sus dos correspondientes ranuras para levas 95a y 95b, situadas en la cubierta exterior 72. El miembro de unión o ensamblaje 60b incluye dos levas 96a y 96b que se unen con sus dos correspondientes ranuras para levas 97a y 97b, situadas en la cubierta exterior 72. Las correspondientes levas 94a/94b y 96a/96b (y sus correspondientes ranuras para levas 95a/95b y 97a/97b) pueden alinearse a lo largo de ejes comunes y en perpendicular al eje longitudinal de la guía de onda 80, o bien las levas pueden estar inclinadas para facilitar el proceso de ensamblaje. Los miembros 60a y 60b se unen el uno al otro de forma fija, tal y como se muestra en la Figura 13, para formar un brazo de fijación 60 mediante un encaje a presión o un ajuste de presión. Existen otros métodos de unión, como bien saben las personas con conocimientos y habilidades en este campo, como la soldadura, el pegamento, el atornillado, etc. Una vez unido o ensamblado, el brazo de fijación 60 define o delimita una abertura 93 para alojar la cubierta exterior 72 y trabar las respectivas levas y ranuras para levas. Alternativamente, los miembros 60a y 60b pueden ensamblarse alrededor de la cubierta exterior 72, de manera que los tres componentes queden unidos en una operación. Un beneficio del mecanismo de apertura y cierre de la leva es que puede proporcionar tanto un movimiento giratorio como un movimiento lineal al brazo de fijación 60 y al miembro de fijación 56, proporcionando así un mejor control sobre el perfil de presión entre la almohadilla de fijación 58 y el filo 79.

50 En la segunda expresión del brazo de fijación 60, las levas pueden reemplazarse con componentes esféricos que interactúan con las ranuras para levas. Alternativamente, las levas pueden reemplazarse con depresiones esféricas que alojan rodamientos de bolas que interactúan con las ranuras para levas. También existen otros mecanismos similares a las levas que pueden ser útiles, como bien saben las personas versadas en la materia.

60 Con las levas sólidas y sus correspondientes ranuras, la fuerza ejercida entre la almohadilla de fijación 58 y el filo 79 está directamente relacionada con la fuerza que el usuario aplica sobre el anillo para el pulgar 35 y el anillo para otro dedo 36. En la tercera expresión del brazo de fijación 60, un componente para limitar la fuerza 98, como un elastómero o una bobina o un muelle o ballesta, puede introducirse en una o más ranuras para levas y proporcionar una limitación (de fuerza) para la fuerza de coaptación que se observa en el efector final 81. Preferiblemente, la

constante de resorte de un elastómero o un muelle es de entre 1800 y 88 000 N/m (entre 10 y 500 lb/pulgada).

La cubierta exterior 72, la cubierta distal 76 y el brazo de fijación 60 pueden fabricarse a partir de cualquier número de materiales biocompatibles, como titanio, acero inoxidable o plásticos. Sin embargo, preferiblemente estos componentes están fabricados con aluminio T6 7075 ó 6061. El aluminio proporciona grandes beneficios en cuanto a la disipación del calor. Los dispositivos de las técnicas y patentes anteriores tienen fundas y brazos de fijación hechos con acero inoxidable. Los valores habituales de conductividad térmica del aluminio se sitúan en torno a 250 W/m K. Los valores del acero inoxidable se sitúan en torno a 16 W/m K. Así, el aluminio tiene, aproximadamente, una capacidad 15 veces mayor para transmitir el calor a través de la misma cantidad de volumen.

Mediante diversas pruebas y ensayos, los inventores han descubierto que, con valores similares (de fuerza de fijación y desplazamiento del filo), el presente ejemplo funciona a una temperatura aproximadamente 340 K (aproximadamente 150° F) más baja que los instrumentos de las técnicas y patentes previas. Los componentes de aluminio alejan con más eficacia el calor de la almohadilla y el filo, conservando así el efector final más frío que otros instrumentos de técnicas previas en este campo.

Refiriéndonos ahora a las Figuras 1, 2 y 16A-G, el armazón 68 incluye un extremo proximal, un extremo distal y una cavidad 59 que se extiende longitudinalmente por el mismo. La cavidad 59 está diseñada para aceptar o alojar el montaje -o estructura- del interruptor 300 y el montaje -o estructura- del transductor 50.

En una expresión de la presente realización, el extremo distal del transductor 50 se une -de forma roscada- al extremo proximal de la varilla o barra de transmisión 80. El extremo distal del transductor 50 también interactúa con el montaje del interruptor 300 para proporcionar al cirujano unos controles -activados con los dedos- sobre el instrumento quirúrgico 19.

El transductor 50 incluye un primer anillo conductor 400 y un segundo anillo conductor, que están situados de forma segura en el cuerpo del transductor 50.

El montaje -o estructura- del interruptor 300 comprende un montaje -o estructura- del pulsador 310, un montaje -o estructura- del circuito flexible 330, un armazón del interruptor 350, una primera clavija conductora 360 y una segunda clavija conductora 370. El armazón del interruptor 350 tiene forma de montura y se soporta en el montaje -o estructura- de la empuñadura 68 por medio de las correspondientes monturas de sujeción en el armazón del interruptor 350 y las partes del armazón 69 y 70. El armazón 350 define o delimita una primera zona de alojamiento 353 para un interruptor de cúpula, y una segunda zona de alojamiento 351 para otro interruptor de cúpula.

Refiriéndonos en particular a las Figuras 16D y E, las clavijas 360 y 370 están conectadas eléctricamente con los interruptores de cúpula 332 y 334 mediante los conductores 337 y 335 -respectivamente- en un extremo y con el extremo distal del transductor 50 en el segundo extremo. Las clavijas 360 y 370 tienen, cada una, una punta cargada con un resorte 361 y 371, que interactúa con el transductor 50, tal y como se muestra en la Figura 16C. Cada extremo 361 y 371 tiene un recorrido de trabajo de 0,13 cm (0,050 pulgadas), que permite producir tolerancias asociadas con la acumulación de las partes montadas. Unidos -de manera que se puedan deslizar o desplazar- al armazón 68, hay dos gatillos o disparadores 320 y 322, y cada uno comprende una primera mitad y una segunda mitad 320a, 320b y 322a, 322b, respectivamente. En la Figura 16B se muestra el gatillo 320, que contiene crestas o rugosidades 321a y b y una superficie de contacto 323 (compuesta por las superficies de unión 323a y 323b). Cuando están montados, los disparadores 320 y 322 se unen -de manera que se puedan deslizar o desplazar- al armazón 68 y las superficies de contacto 323 y 325 se engranan mecánicamente con los interruptores de cúpula 332 y 334, respectivamente. Las rugosidades 321 y 326 proporcionan una interfaz entre el usuario y los disparadores 320 y 322. Las rugosidades 321 y 326 están diseñadas para proporcionar la mayor área de superficie posible para que el usuario la pulse o apriete, activando el instrumento.

En la segunda expresión de la estructura del interruptor 300, los conectores elastómeros (o conectores elastoméricos) que tienen trazas de cobre marcadas en el elastómero encajan a presión en el armazón del interruptor 350 para proporcionar la interconexión eléctrica entre el transductor 50 y el circuito flexible 330. Un extremo de los conectores elastoméricos se ensambla eléctricamente con los interruptores de cúpula 332 y 334 mediante los conductores 337 y 335. El otro extremo de los conectores elastoméricos interactúa -de forma que se pueda deslizar o desplazar- con los conductores 400 y 410 del transductor 50. La compresión del conector elastomérico permite un recorrido de trabajo de hasta el 20% de la altura total de los conectores elastoméricos, lo que a su vez permite producir tolerancias asociadas con la acumulación de las partes montadas.

Un circuito flexible 330 proporciona la interfaz o interconexión electromecánica entre los pulsadores 321 y 322 y el generador 30 a través del transductor 50. El circuito flexible comprende dos interruptores de cúpula 332 y 334 que se activan mecánicamente presionando los pulsadores 321 ó 322 axialmente en la dirección 'x'. Los interruptores de cúpula 332 y 334 son interruptores de contacto eléctrico y, cuando se pulsan, envían una señal eléctrica al generador 30, tal y como se muestra en el esquema de cableado eléctrico de la Figura 16G. El circuito flexible 330 también comprende dos diodos en un paquete de diodos 336 y conductores, 335 y 337, como bien saben las personas versadas en la materia, que se conectan con las clavijas 360 y 370, respectivamente, que, a su vez,

proporcionan un contacto eléctrico a los anillos conductores 400 y 410, que, a su vez, están conectados con los conectores del cable 22 que se conectan al generador 30.

5 Normalmente, el circuito flexible 330 se asienta en un canal 352 de la estructura del interruptor 350, de manera que los interruptores de cúpula 332 y 334 interactúan con las correspondientes superficies de apoyo 351 y 353. Las superficies de apoyo proporcionan un soporte firme a los interruptores de cúpula durante su funcionamiento, tal y como se explicará más adelante. Los interruptores de cúpula 332 y 334 pueden estar unidos fijamente a las superficies de apoyo 351 y 353 mediante cualquier medio que resulte conveniente, como, por ejemplo, un adhesivo.

10 Como es evidente, si se presionan los pulsadores 321 y 322, las correspondientes superficies de contacto 323 y 324 realizan una presión sobre los correspondientes interruptores de cúpula 332 y 334 para activar el circuito que se ilustra en la Figura 16G. Cuando el cirujano presiona el pulsador 321, el generador responderá con un cierto nivel de energía, como un ajuste de potencia máximo ('max'); cuando el cirujano presiona el pulsador 322, el generador responderá con un cierto nivel de energía, como un ajuste de potencia mínimo ('min'), lo cual se adapta a las
15 prácticas comúnmente aceptadas en la industria en lo referente a la ubicación del pulsador y el correspondiente ajuste de potencia.

Refiriéndonos ahora a las Figuras 17A-B, la activación axial del pulsador reduce la tensión para los dedos del cirujano y permite que los dedos activen la potencia en una posición más ergonómica, previniendo tensiones en las
20 manos y muñecas. El movimiento del interruptor también permite una cómoda activación del botón en posiciones nada óptimas para las manos, una situación que los cirujanos experimentan a menudo durante un procedimiento habitual.

En el extremo proximal de cada anillo de acceso 35 y 36 están las protuberancias 37 y 38, respectivamente, que
25 permiten que el cirujano descansa su dedo meñique, obteniendo un mejor control y una mayor comodidad. Esto también permite que el cirujano use su dedo meñique cuando fije o sujete el tejido, reduciendo así la fuerza ejercida sobre los demás dedos. Cada anillo de acceso 35 y 36 incluye una superficie de tacto suave en las superficies interior y exterior, ya sea al introducir los dedos en los anillos de acceso o al tocar los anillos de acceso. Esta característica hace posible que un gran número de manos de diversos tamaños pueda usar el dispositivo
30 cómodamente.

Haciendo referencia a la Figura 18, los anillos de acceso 35 y 36 definen o delimitan una longitud L. Preferiblemente, el centro de gravedad del instrumento quirúrgico 100, junto con el transductor 50, está posicionado en la longitud L, más preferiblemente, en la longitud L1 y, más preferiblemente, en la longitud L2. Esta posición del centro de gravedad permite que el instrumento se equilibre en la mano del cirujano para proporcionar un control más preciso
35 del instrumento y eliminar el cansancio de la mano durante los procedimientos.

Refiriéndonos ahora a las Figuras 18 y 19A-E, se muestra una llave de torsión 450 de dos piezas. La llave de torsión incluye una llave de mano 500 y un adaptador 550. En una realización, la llave de mano 500 se proporciona con unos brazos en voladizo o brazos de soporte 501 dispuestos de forma anular alrededor de la línea central de la llave de mano 500. Los brazos en voladizo 501 incluyen dientes o piñones 501a que, en una realización, están dispuestos de manera perpendicular y hacia adentro en relación con los brazos en voladizo 501. En una realización de la presente divulgación, los dientes 501a están dispuestos con una rampa de leva 501b en un ángulo de 25° con respecto al ángulo perpendicular entre el brazo 501 y los dientes 501a. El conducto 502 se extiende a lo largo de
45 toda la longitud de la llave de mano 500 para aceptar o alojar el adaptador 550.

El adaptador 550 tiene un eje o varilla longitudinal 552 con unas lengüetas en voladizo 554 situadas en su extremo distal. En el extremo proximal de la varilla 552 hay unos engranajes ranurados 556 que sobresalen perpendicularmente a lo largo de la circunferencia exterior de la varilla 552. Los engranajes ranurados 556 incluyen unas rampas de leva 556a dispuestas en un ángulo de entre alrededor de 23° y alrededor de 28° con respecto al ángulo perpendicular entre la circunferencia exterior de la varilla 552 y los engranajes ranurados 556. Además, la varilla define una abertura lateral (no se muestra) que es proximal a los engranajes ranurados 556 y acepta o da cabida al filo curvado 79, tal y como se explica más adelante. Adicionalmente, el adaptador incluye una interfaz o interconexión 560 conectada rígidamente a la varilla 552 y que define o delimita una abertura para unirse
50 rígidamente al extremo distal del instrumento 19. Opcionalmente, un faldón 558 rodea los engranajes ranurados 556 para evitar enganchones en los guantes debido a las partes móviles, y forma una cavidad 559.

En el montaje, la abertura 502 de la llave de torsión está alineada con la varilla 552 y es guiada por casi toda la longitud de la varilla 552 hasta que las lengüetas 554 se doblan hacia adentro y atrapan el 'hombro' o parte saliente 505 (no se muestra) en el extremo distal de la llave de mano 500. El borde o 'labio' 503 de la llave de mano se ensambla con el extremo distal del faldón opcional 558, permitiendo que los dientes en voladizo 501a se engranen -de manera que se puedan desplazar- con los engranajes ranurados 556. La rampa de leva 501b se ensambla -de manera que se pueda desplazar- con las rampas de leva de retención 29b. El montaje o estructura de la llave de torsión 450 se ensambla -de manera que se pueda desplazar- con el extremo distal del instrumento 19 y queda
60 sujeto rígidamente en el lugar. Las superficies planas 560b y 560a de la interfaz 560 se unen con las superficies planas 565b (Figura 18) y 565a (no se muestra) en el extremo distal del miembro de activación 34 (brazo de fijación

60) y el riel 562 uniéndose -de manera que se puedan desplazar- a la ranura 564 del brazo de fijación 60 y la cubierta 76 y la cubierta exterior 72, de manera que todos proporcionan apoyo estructural para mantener el adaptador 550 firmemente ensamblado con el instrumento 19.

5 Se transmite un movimiento anular en el sentido de las agujas del reloj (también llamado 'torque' o 'par de fuerzas') a la llave de mano 500 mediante las paletas 504. El torque se transmite a través de los brazos 501 y los dientes 501a hasta los engranajes 556, que, a su vez, lo transmiten a la guía de onda 80 mediante la estructura del brazo de fijación 60 a través de la cubierta exterior 72 y mediante la clavija aislada 27. Cuando un usuario transfiere 22-53 N (5-12 libras) de torque, las rampas 501b y 556 hacen que los brazos 501 se muevan o doblen y alejen de la línea central de la llave 500, asegurando que el usuario no ajusta demasiado fuerte la guía de onda 80 en el transductor 50. Cuando se aplica un torque en sentido contrario a las agujas del reloj a la llave 500 mediante las paletas 504, los lados planos y perpendiculares de los dientes 501a y 556 limitan entre sí, permitiendo que el usuario transmita un torque a la interfaz entre la guía de onda 80 y el transductor 50 que es proporcional a la fuerza aplicada a las paletas, facilitando la extracción del instrumento 100 del transductor 50. La llave de torsión 450 puede estar fabricada a partir de un plástico duradero, como policarbonato o un polímero de cristal líquido. También se contempla la posibilidad de que, alternativamente, la llave 450 esté hecha de una variedad de materiales, incluyendo otros plásticos, cerámicas o metales.

20 En otra realización (no se muestra), la estructura de las paletas y el brazo en voladizo pueden ser componentes separados que se han unido mediante medios mecánicos o medios químicos, como adhesivos o pegamento.

25 Preferiblemente, el equipo o sistema coagulador de fijación ultrasónico 19 descrito previamente se procesará antes de la cirugía. En primer lugar, se obtiene un equipo coagulador de fijación ultrasónico y se limpia si es necesario. Después, el equipo coagulador de fijación ultrasónico puede esterilizarse. En una técnica de esterilización, el equipo coagulador de fijación ultrasónico se coloca en un recipiente cerrado y sellado, como una bolsa de plástico o TYVEK. Opcionalmente, el equipo coagulador de fijación ultrasónico puede guardarse en el recipiente y usar este último como un kit junto con otros componentes, incluyendo una llave de torsión 450. El recipiente y el equipo coagulador de fijación ultrasónico, junto con otros componentes, se colocan en un campo de radiación que pueda atravesar el recipiente, como la radiación gamma, los rayos X o los electrones de alta energía. La radiación mata las bacterias del equipo coagulador de fijación ultrasónico y del recipiente. Después, el equipo coagulador de fijación ultrasónico ya esterilizado puede guardarse en el recipiente esterilizado. El recipiente sellado conservará el equipo coagulador de fijación ultrasónico esterilizado hasta que se abra en el centro médico.

35 Si bien la presente invención se ha ilustrado mediante la descripción de diversas realizaciones, con estos detalles el solicitante no pretende restringir o limitar el alcance de las reivindicaciones anexas. Las personas con conocimientos y habilidades en este campo hallarán numerosas variaciones, cambios y sustituciones sin apartarse del alcance de la invención. Además, la estructura de cada elemento relacionado con la presente invención puede describirse de forma alternativa como medio para proporcionar la(s) función(es) llevadas a cabo por dicho elemento. Por consiguiente, se pretende que la invención solo se vea limitada por el alcance de las reivindicaciones anexas.

40

45

50

55

60

65

Reivindicaciones

1. Un equipo o sistema ultrasónico (100) que comprende:
una guía de onda(s) ultrasónica (80) que tiene un extremo proximal y un extremo distal;
5 un filo o cuchilla que se activa ultrasónicamente (79) y está unido al extremo distal de la guía de onda;
una almohadilla para tejidos (58) que tiene una superficie de contacto con el tejido (o superficie de unión con el tejido) y que tiene una primera anchura en un extremo proximal y una segunda anchura, inferior a la primera anchura, en un extremo distal, de manera que la anchura de la almohadilla para tejidos se estrecha desde el extremo proximal hasta el extremo distal;
10 un miembro de fijación o sujeción (56) que delimita una parte distal y una parte proximal y que puede moverse con respecto al filo; el miembro o pieza de fijación tiene una posición abierta en la que al menos una parte del miembro de fijación está separada del filo, y una posición cerrada en la que el miembro de fijación es adyacente al filo para así poder fijar o sujetar el tejido entre la almohadilla para tejidos y el filo,
de manera que el filo y el miembro de fijación se estrechan o ahúsan desde un extremo proximal hasta un
15 extremo distal, en una primera dirección y una segunda dirección, que son ortogonales una con otra.
2. Un método para montar un equipo coagulador de fijación ultrasónico y esterilizado, que comprende los siguientes pasos:
proporcionar:
20 una guía de onda(s) ultrasónica (80) que tiene un extremo proximal y un extremo distal;
un filo o cuchilla que se activa ultrasónicamente (79) y está unido al extremo distal de la guía de onda;
una almohadilla para tejidos (58) que tiene un reborde o pestaña (55) y una superficie de contacto con el tejido y que tiene una primera anchura en un extremo proximal y una segunda anchura, inferior a la primera
25 anchura, en un extremo distal, de manera que la anchura de la almohadilla para tejidos se estrecha desde el extremo proximal hasta el extremo distal;
un miembro de fijación (56) que puede moverse con respecto al filo; el miembro de fijación tiene una posición abierta en la que al menos una parte del miembro de fijación está separada del filo, y una posición cerrada en la que el miembro de fijación es adyacente al filo para así poder fijar o sujetar el tejido entre la
30 almohadilla para tejidos y el filo; además, el miembro de fijación contiene una ranura (57) para alojar el reborde -de manera que se pueda desplazar-;
ensamblar -de manera que se pueda desplazar- el reborde en la ranura; y
esterilizar el equipo o sistema coagulador de fijación;
de manera que el filo y el miembro de fijación se estrechan o ahúsan desde un extremo proximal hasta un
35 extremo distal, en una primera dirección y una segunda dirección, que son ortogonales una con otra.
- 40
- 45
- 50
- 55
- 60
- 65

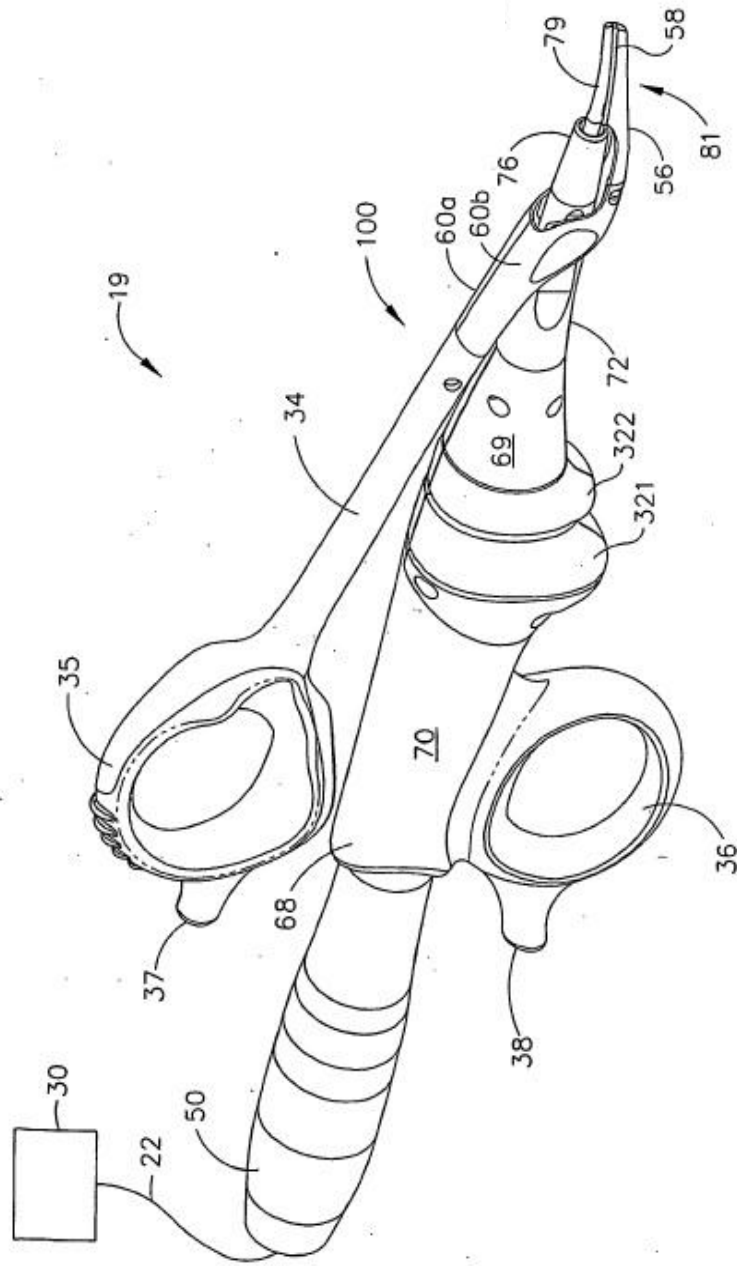


FIG. 1

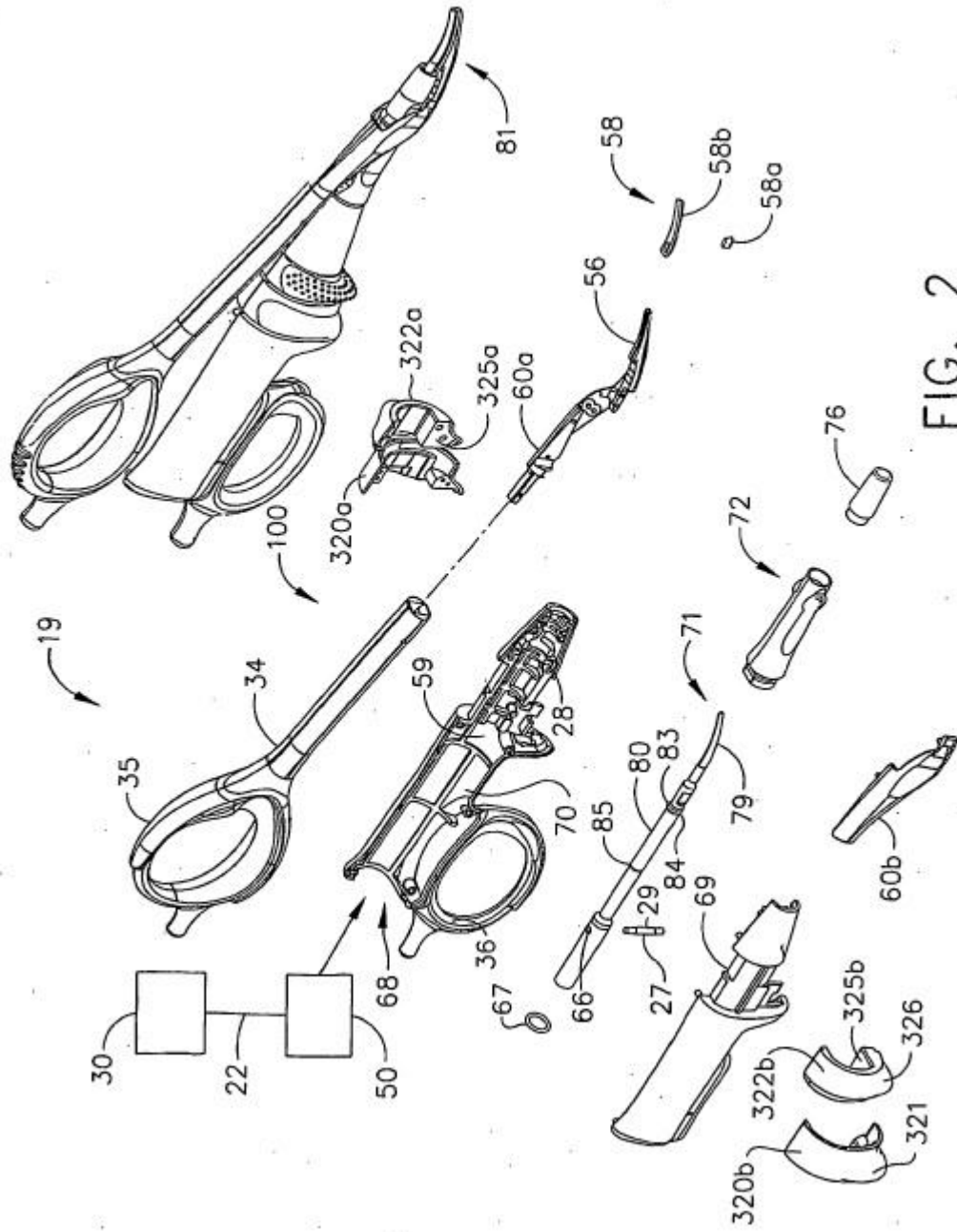


FIG. 2

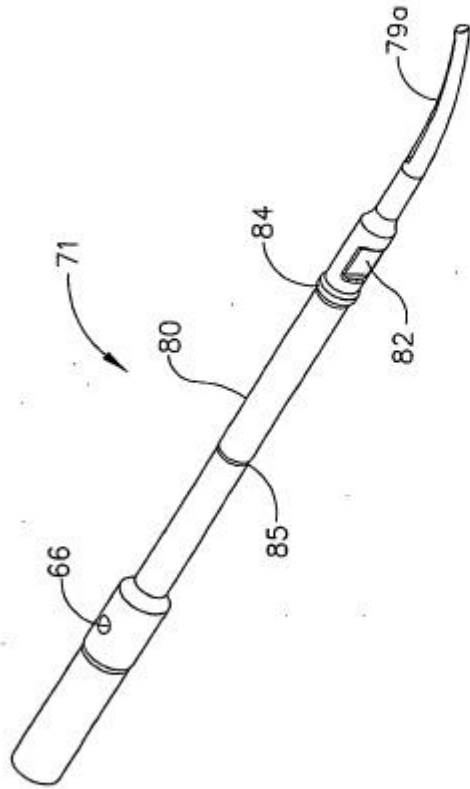


FIG. 3A

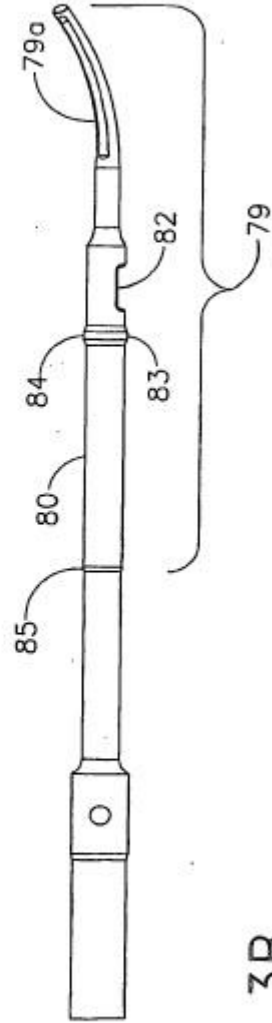


FIG. 3B

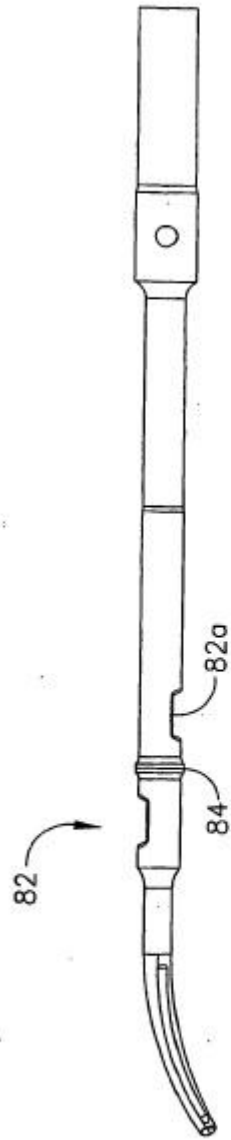


FIG. 3C

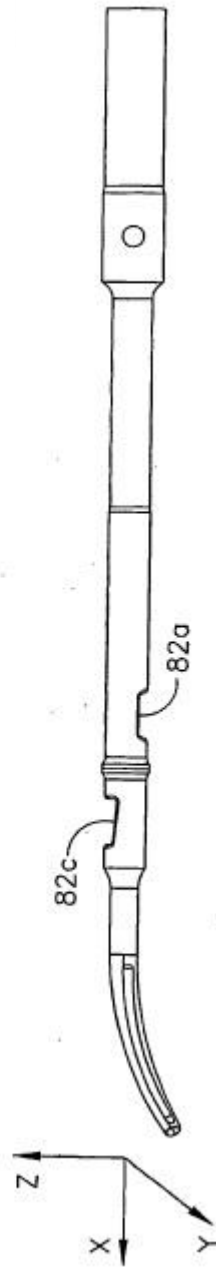
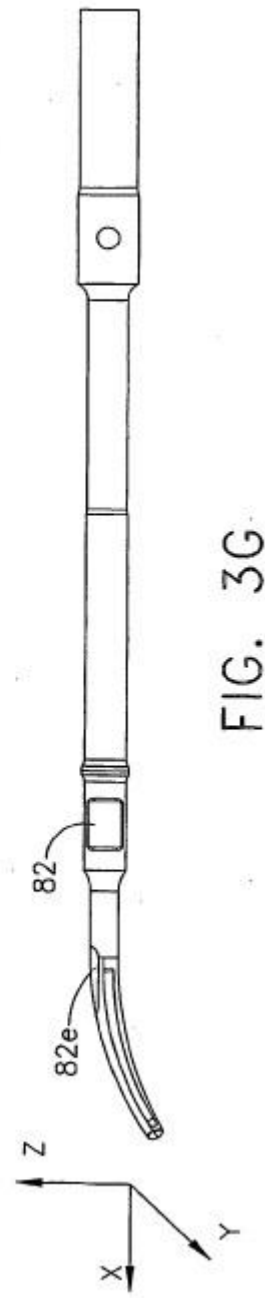
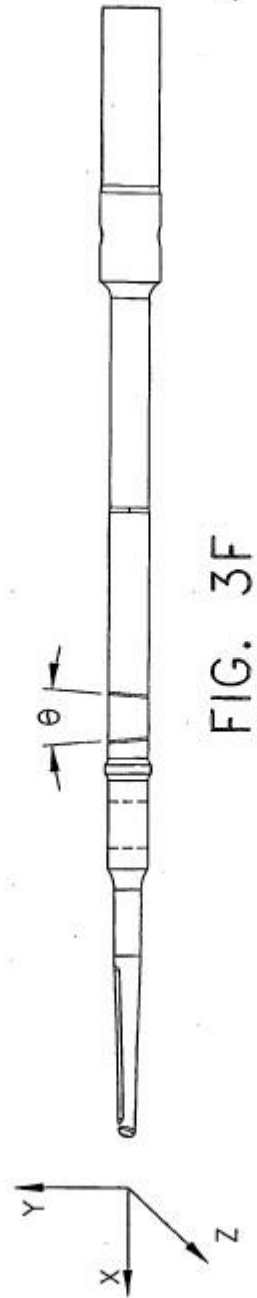
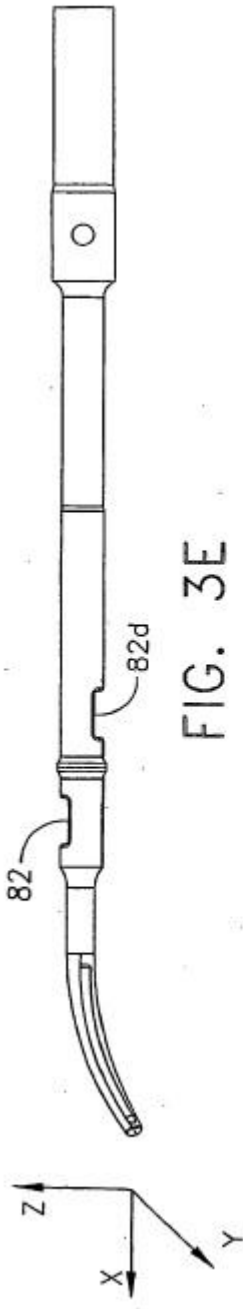


FIG. 3D



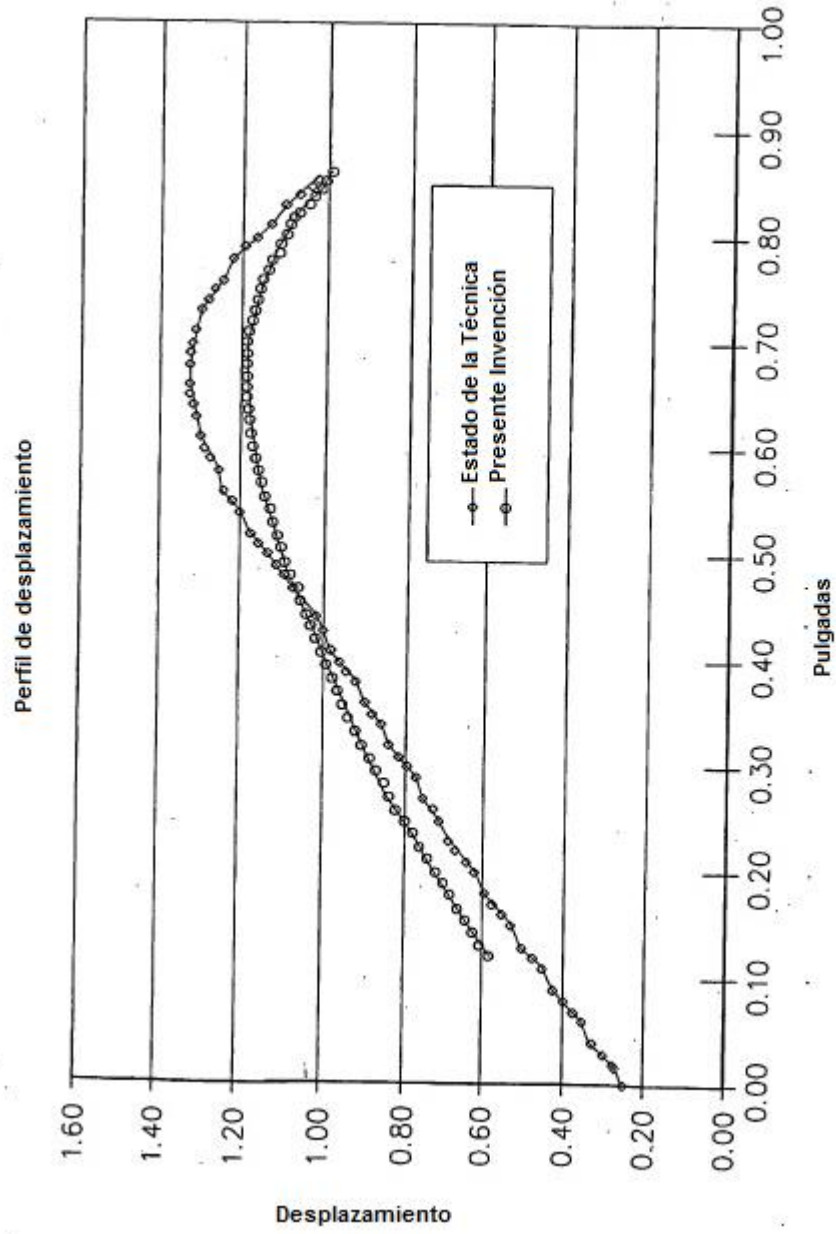


FIG. 4

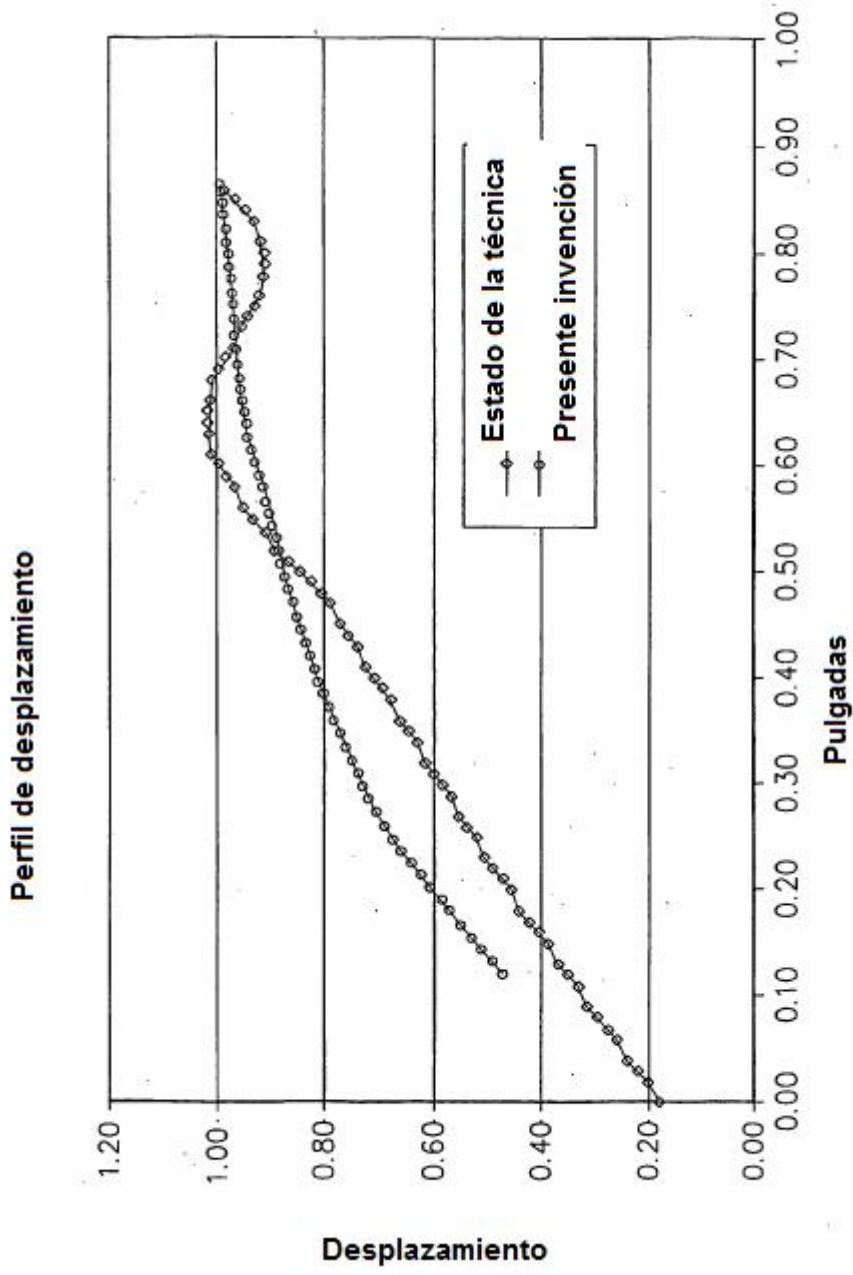
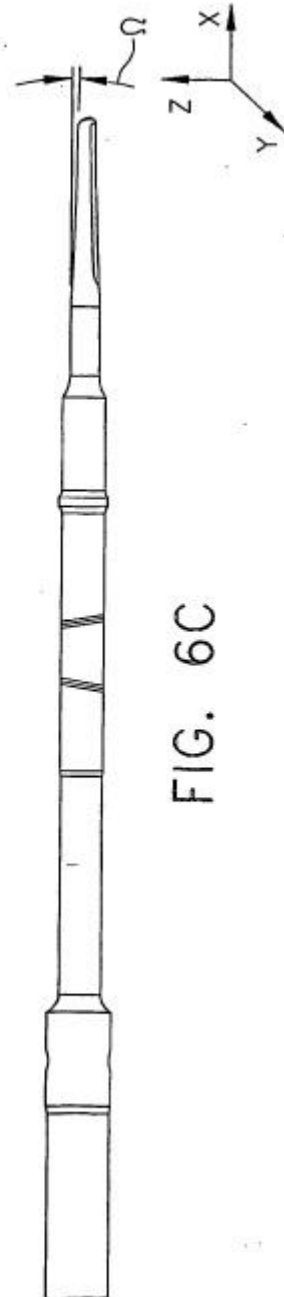
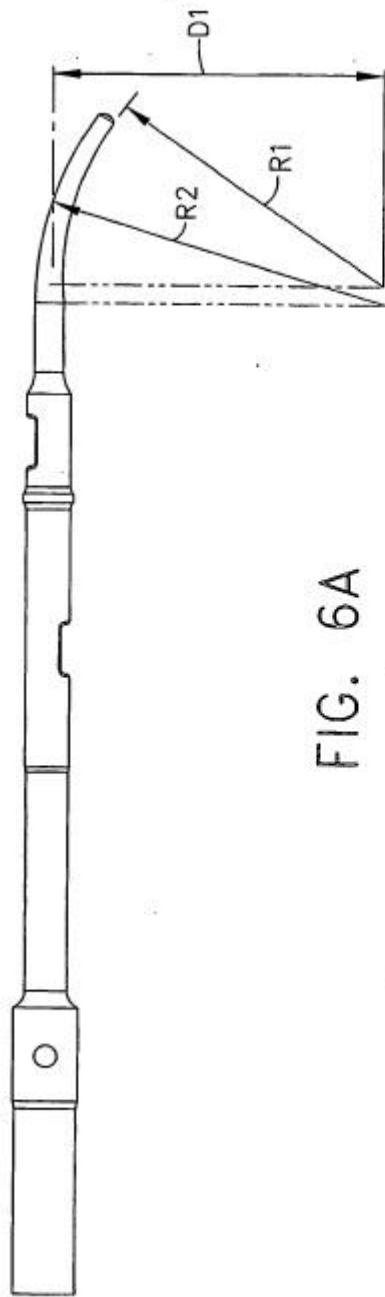


FIG. 5



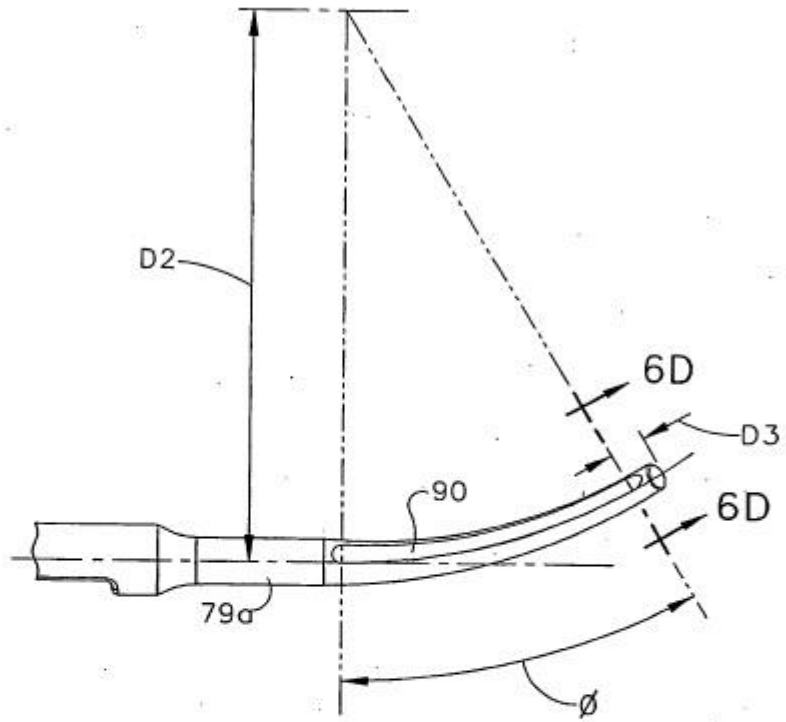


FIG. 6B

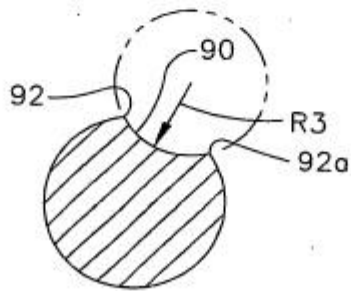


FIG. 6D

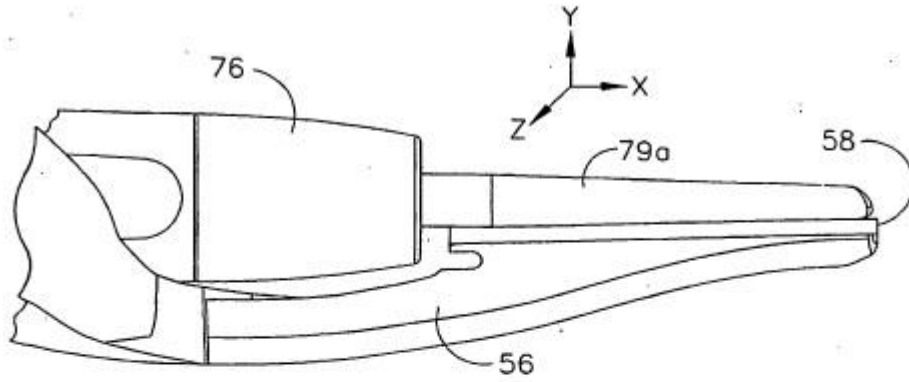


FIG. 7A

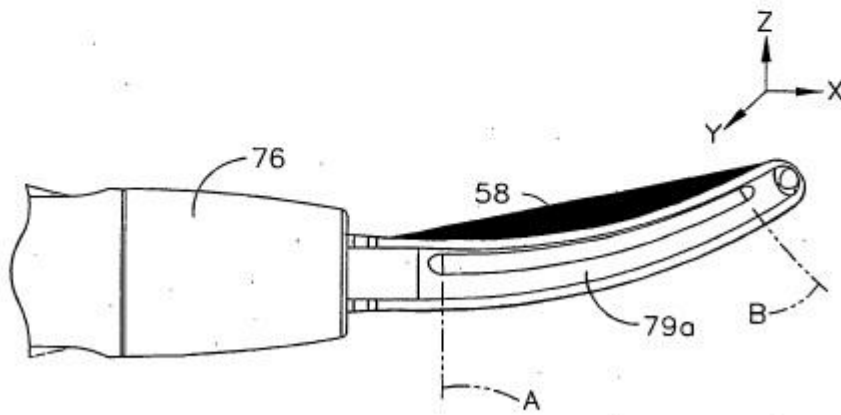


FIG. 7B

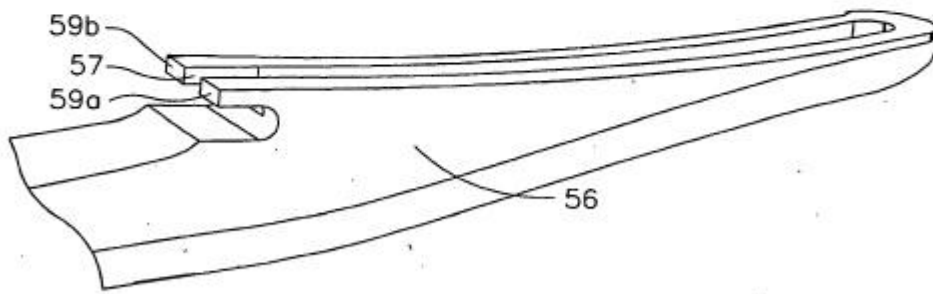


FIG. 8

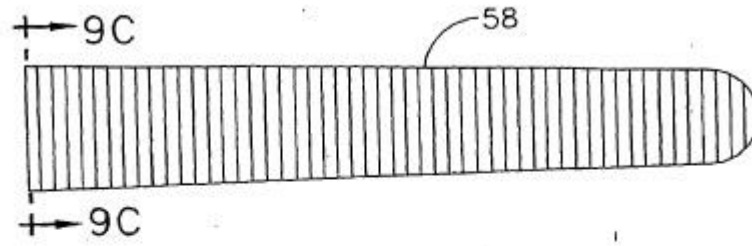


FIG. 9A

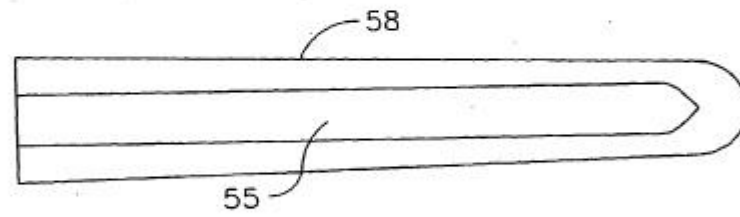


FIG. 9B

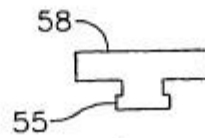


FIG. 9C

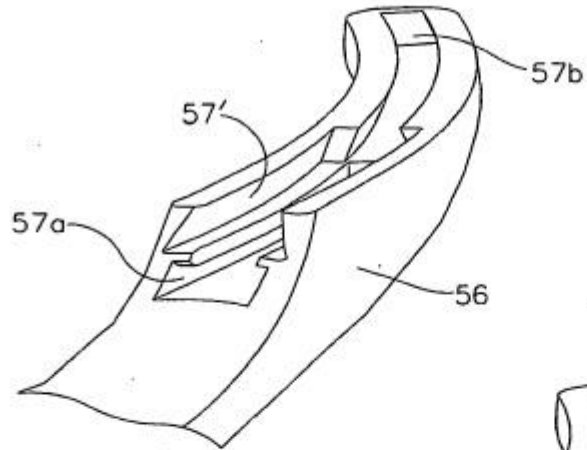


FIG. 10A

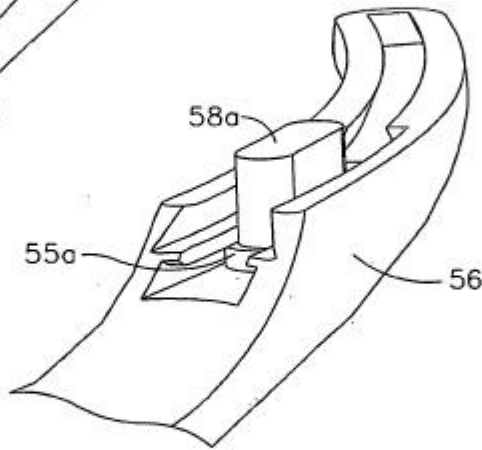


FIG. 10B

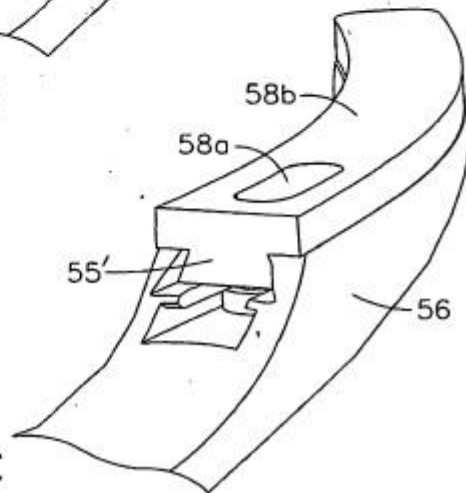


FIG. 10C

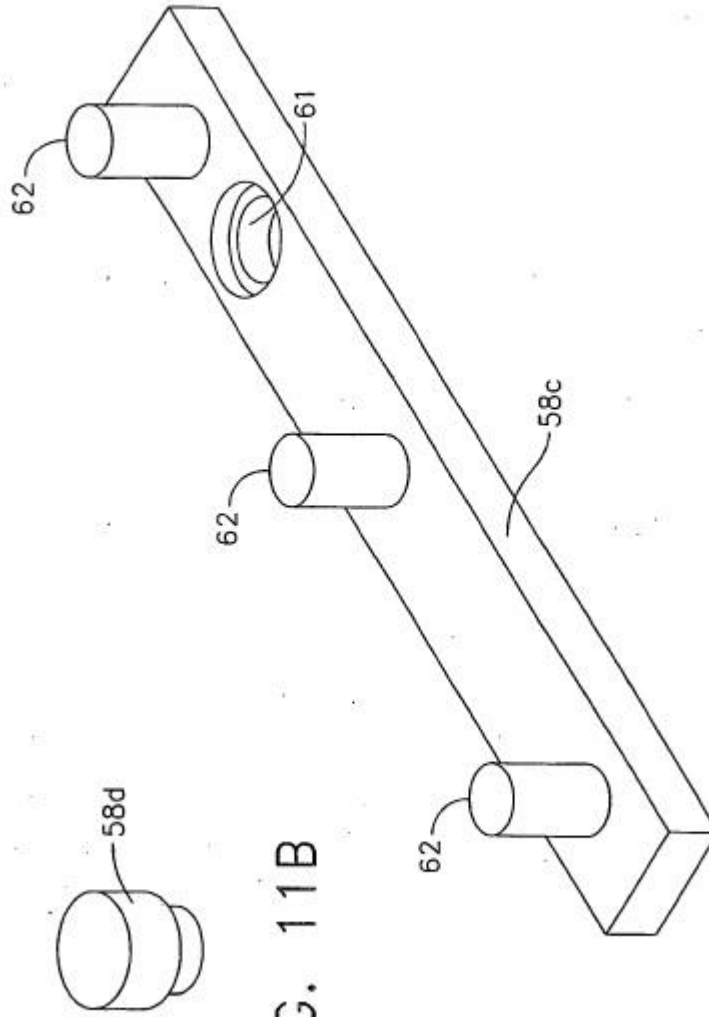


FIG. 11B

FIG. 11A

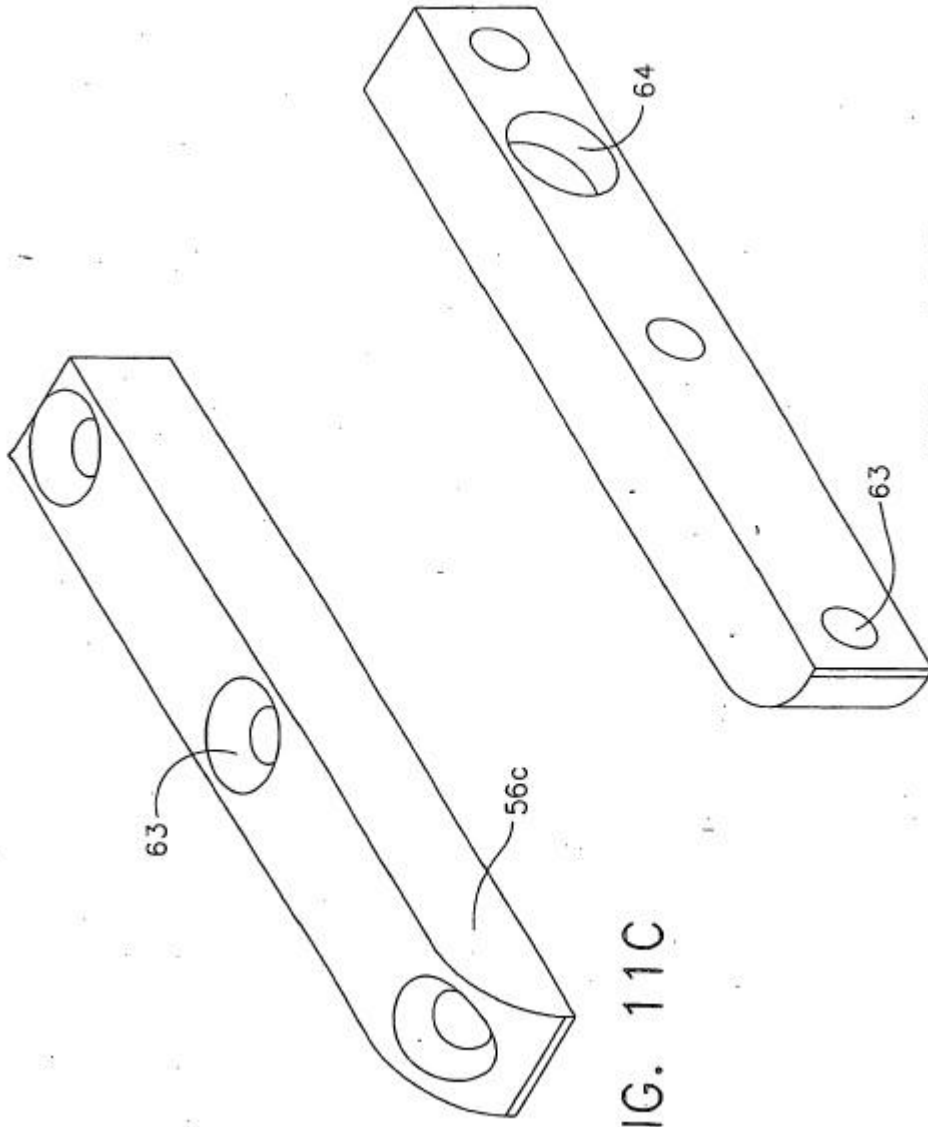


FIG. 11C

FIG. 11D

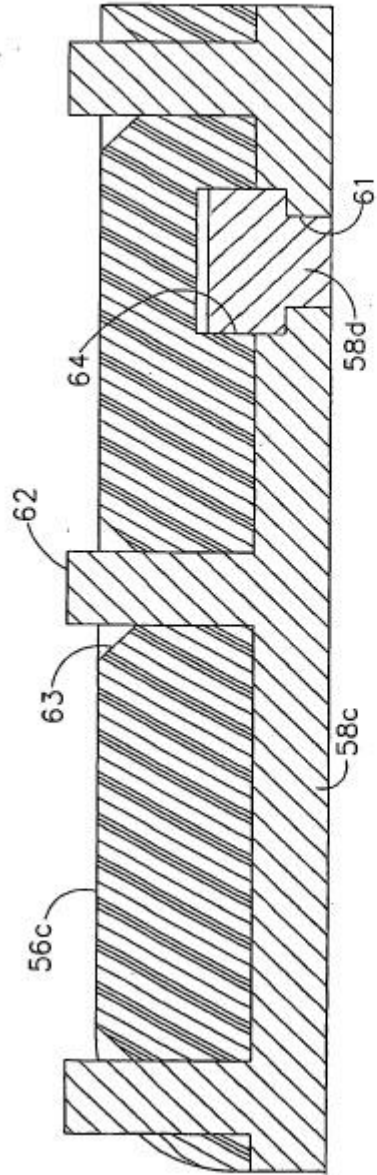


FIG. 11E

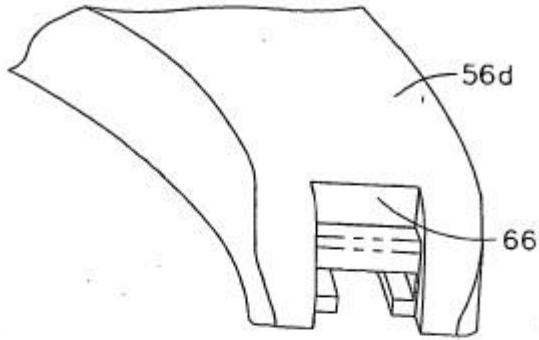


FIG. 12A

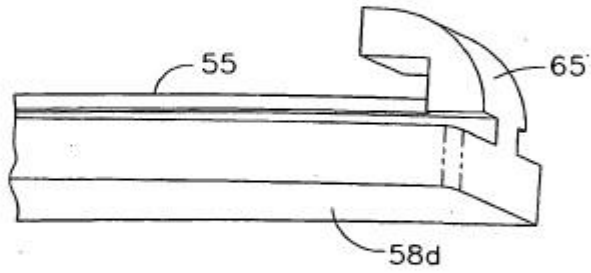


FIG. 12B

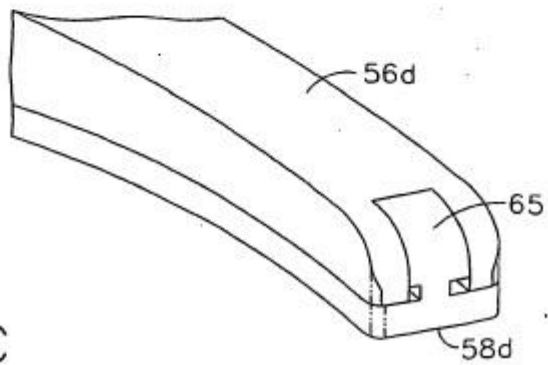


FIG. 12C

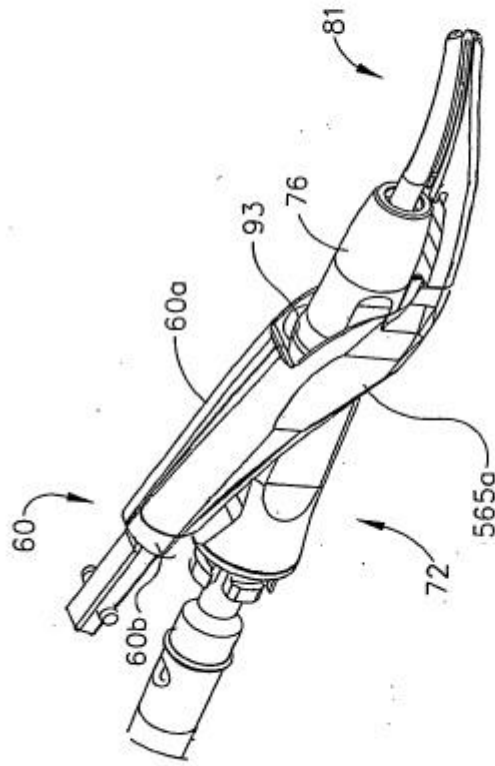


FIG. 13

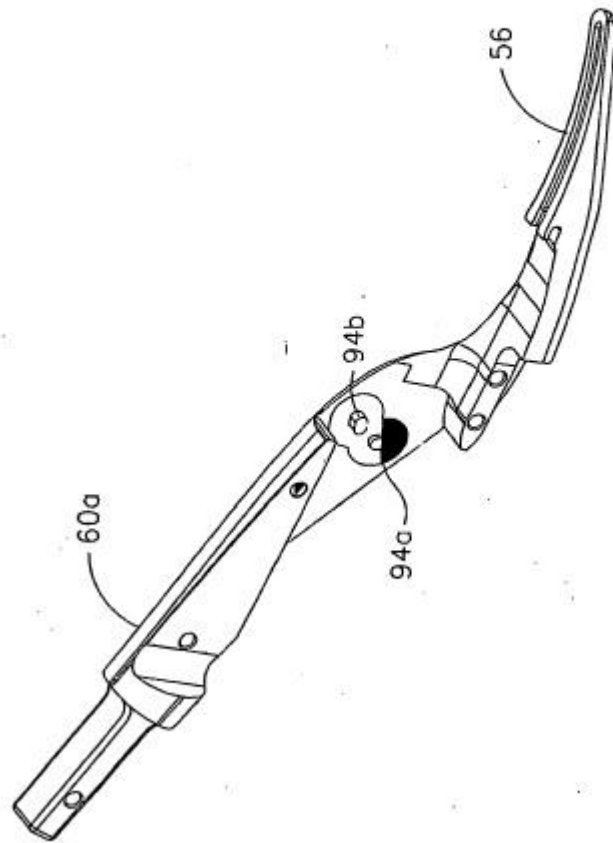


FIG. 14

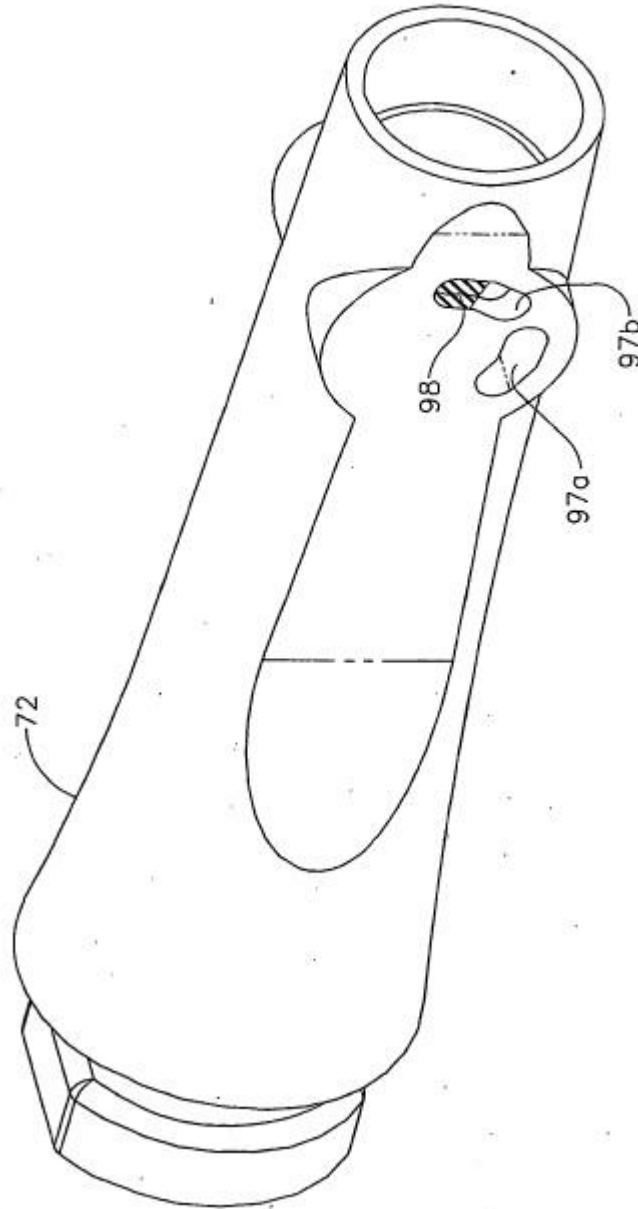


FIG. 15

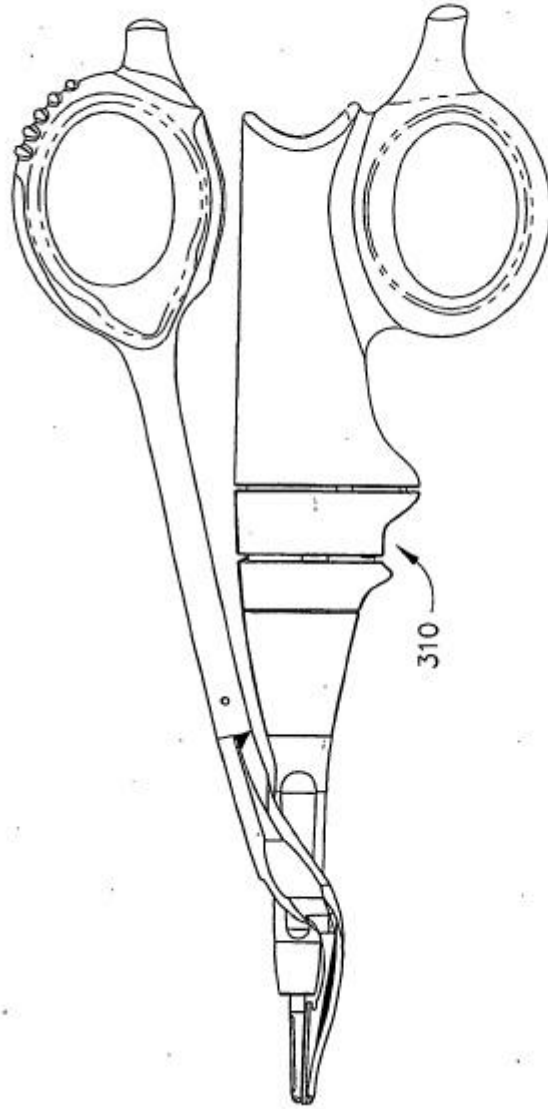


FIG. 16A

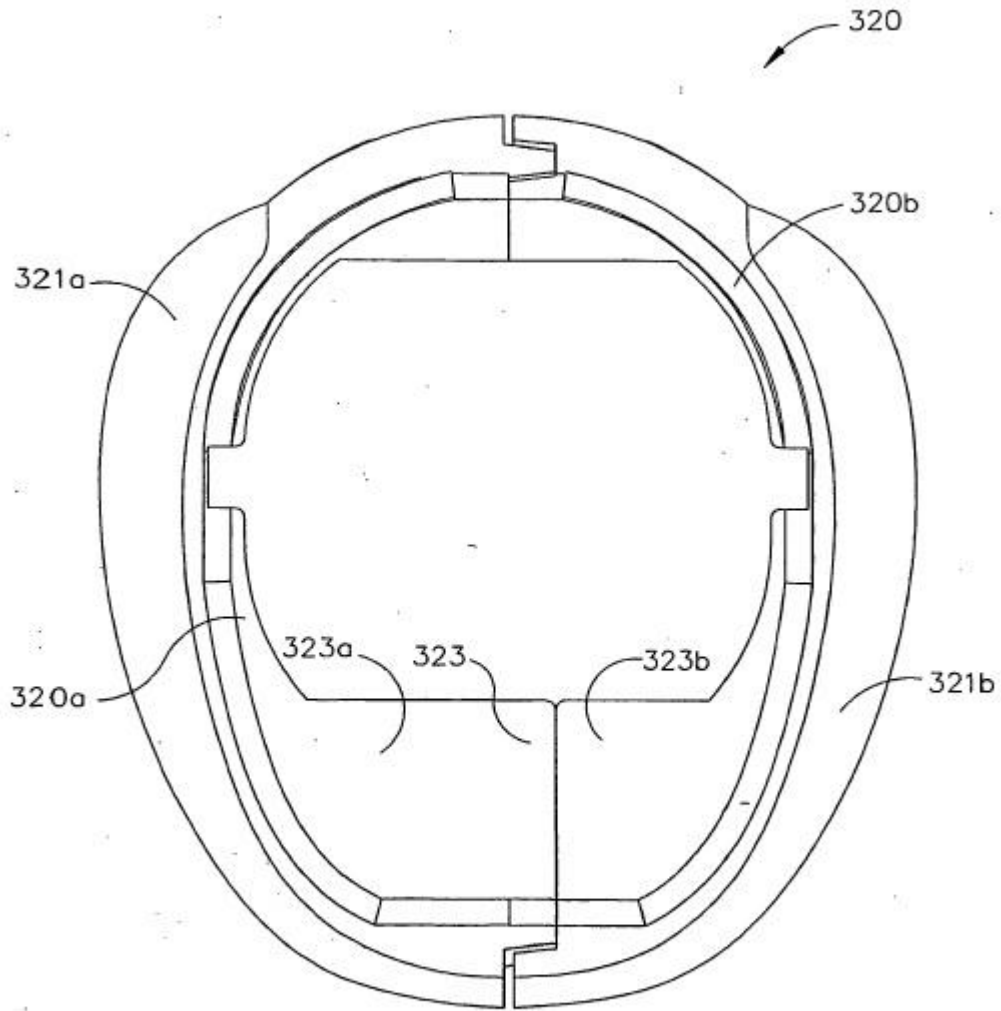


FIG. 16B

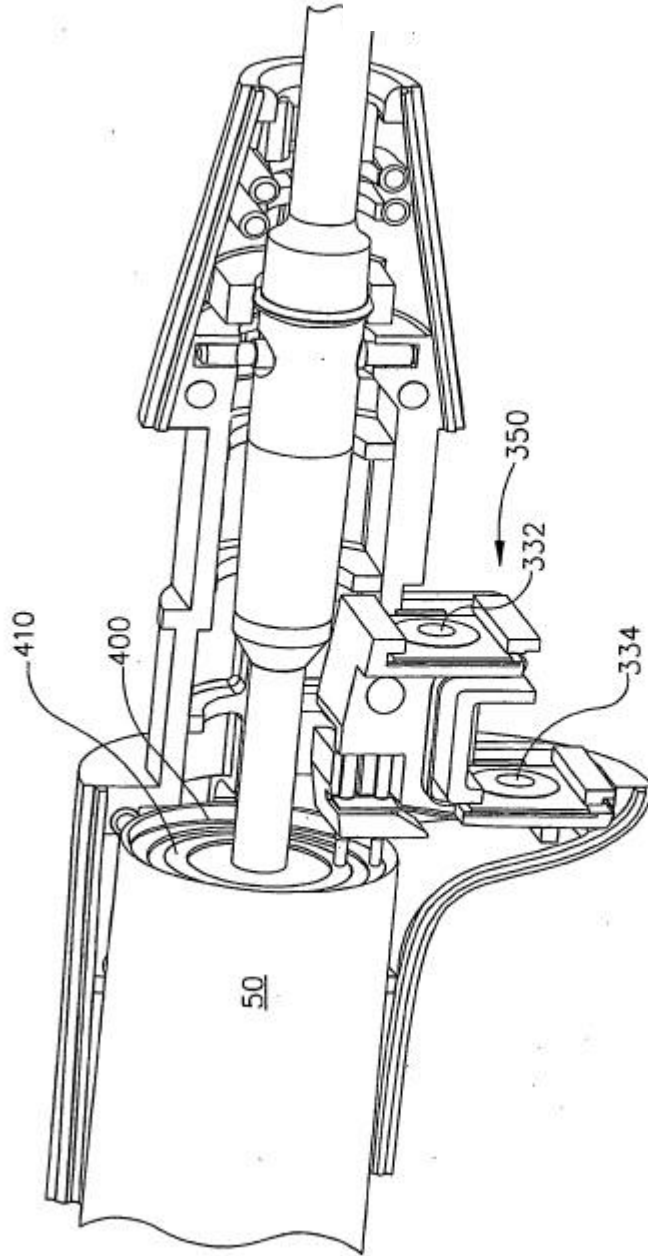


FIG. 16C

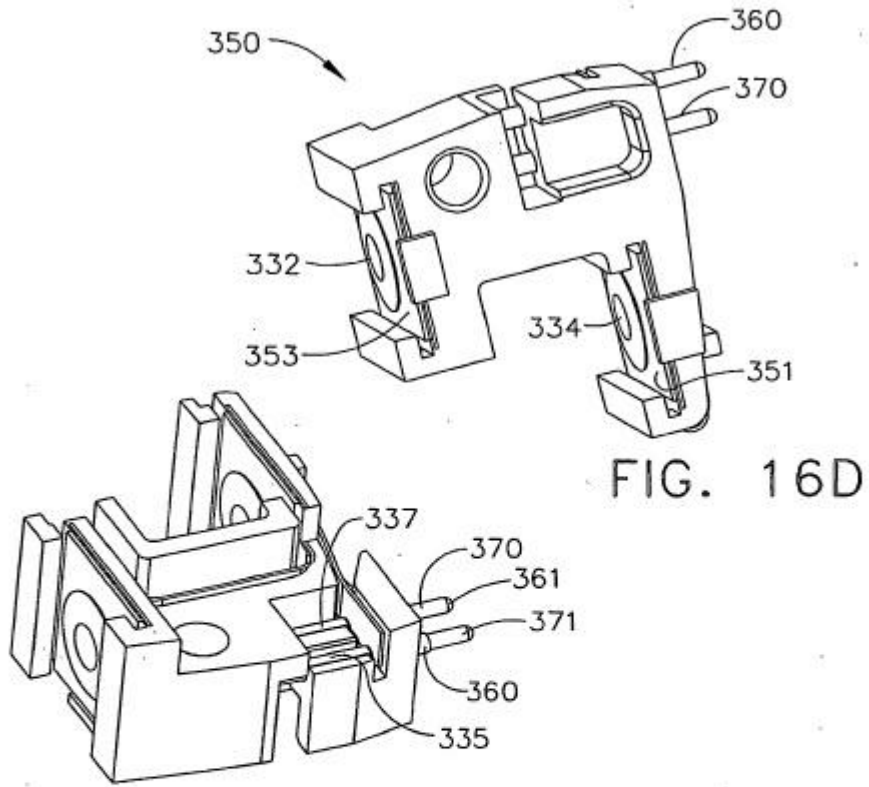


FIG. 16E

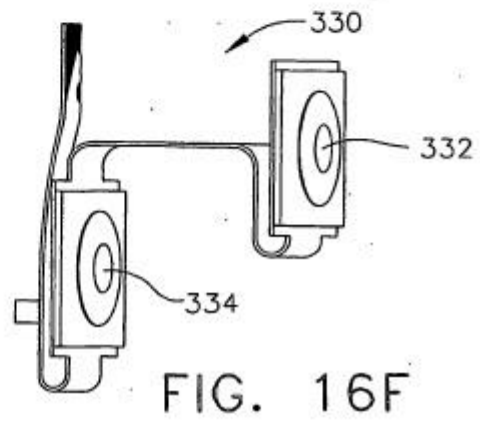


FIG. 16F

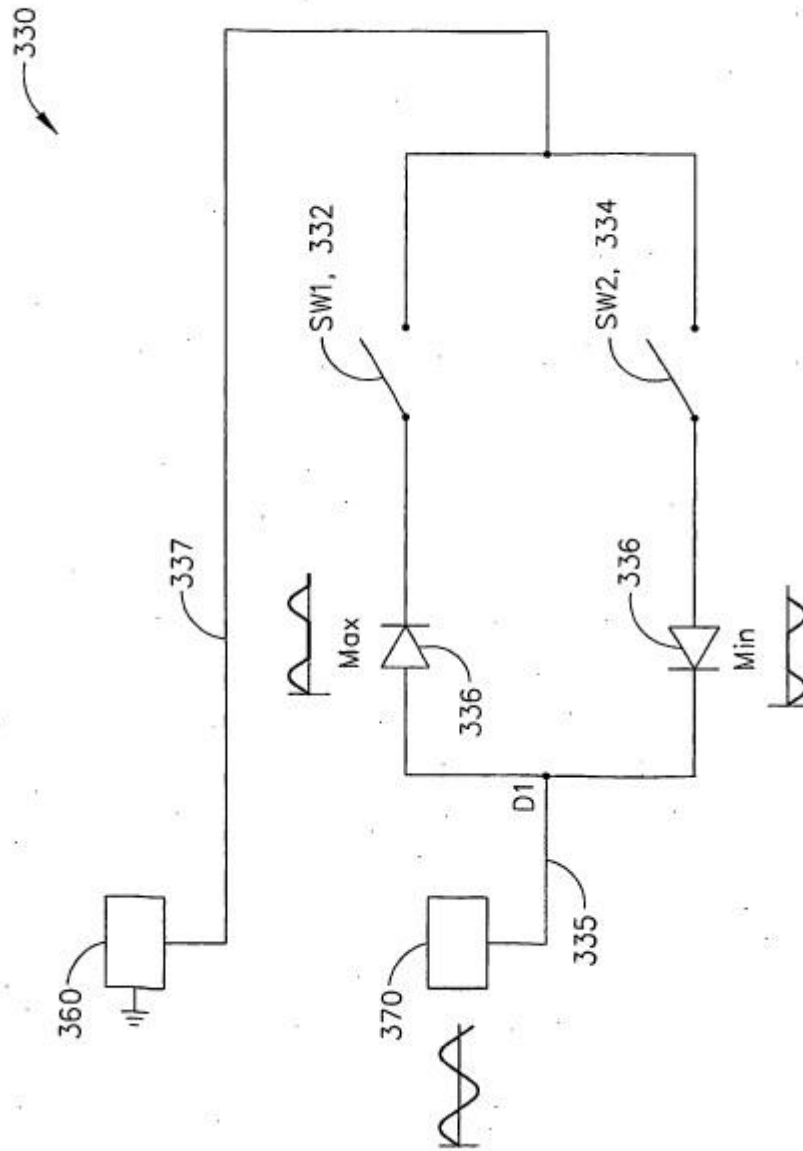


FIG. 16G

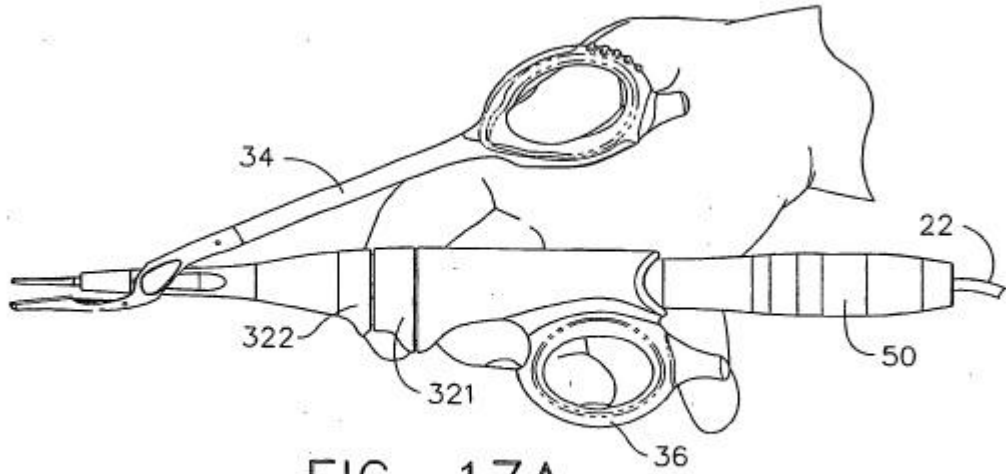


FIG. 17A

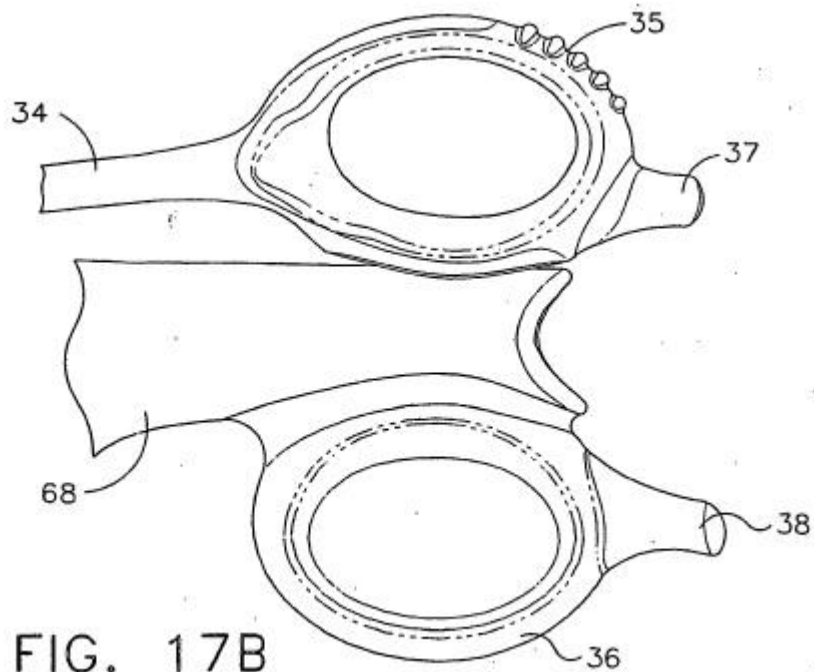


FIG. 17B

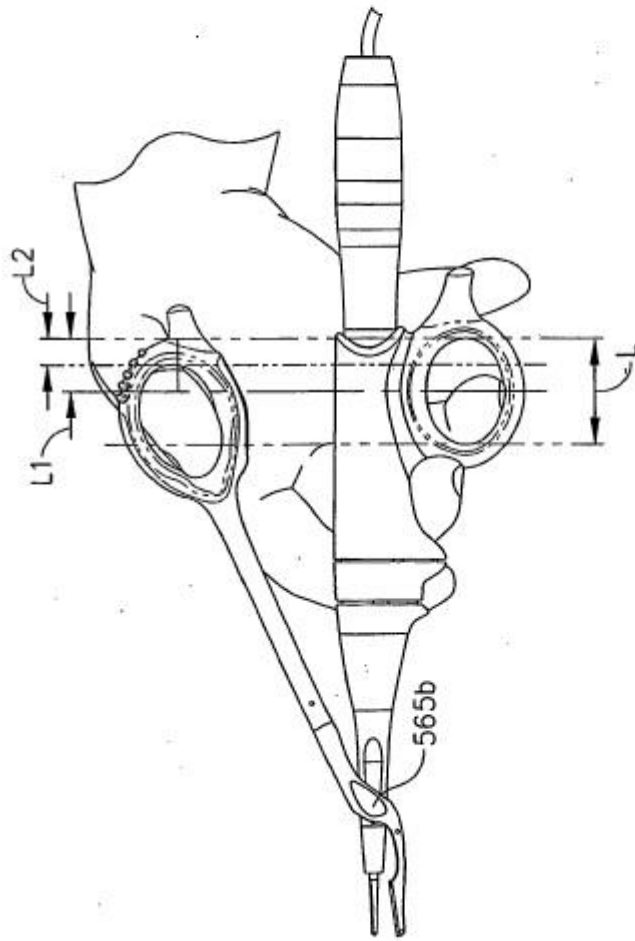


FIG. 18

28/37

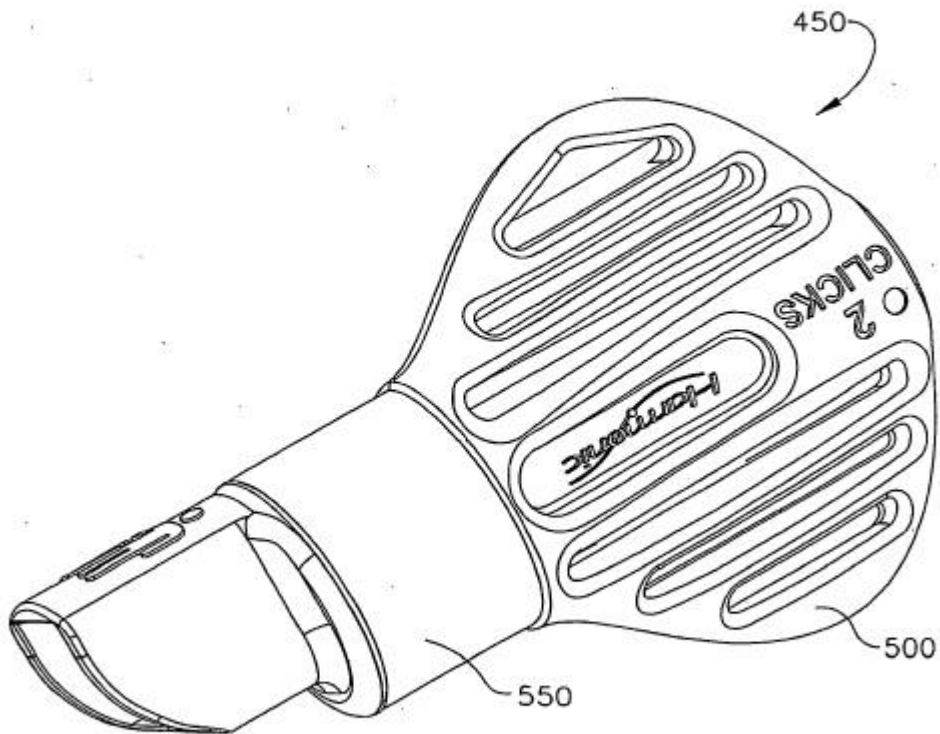


FIG. 19A

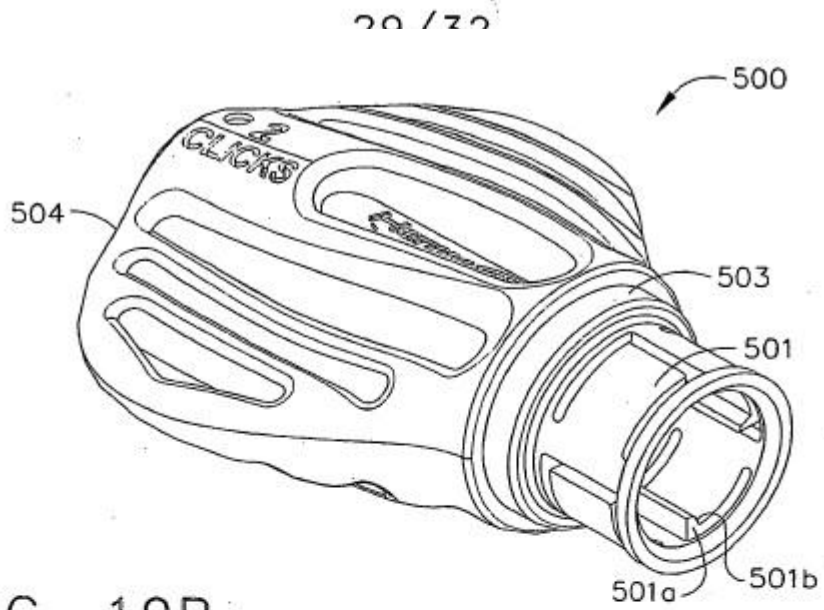


FIG. 19B

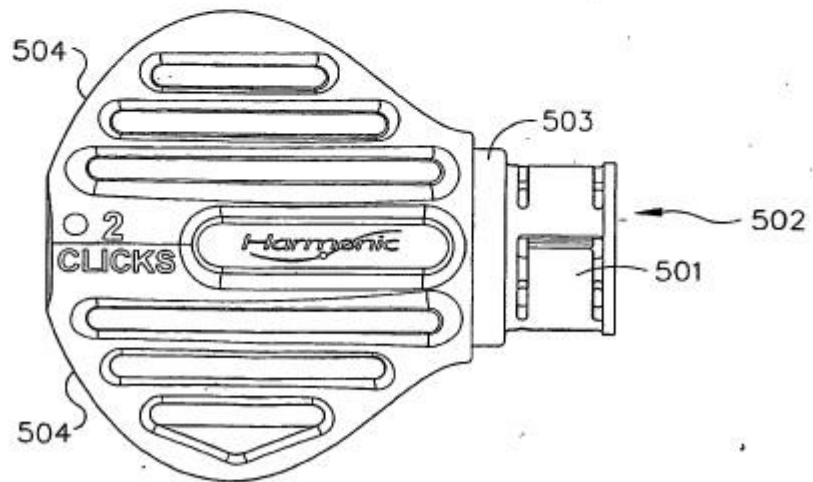


FIG. 19C

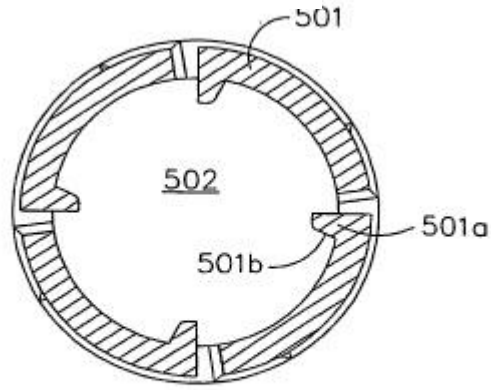


FIG. 19D

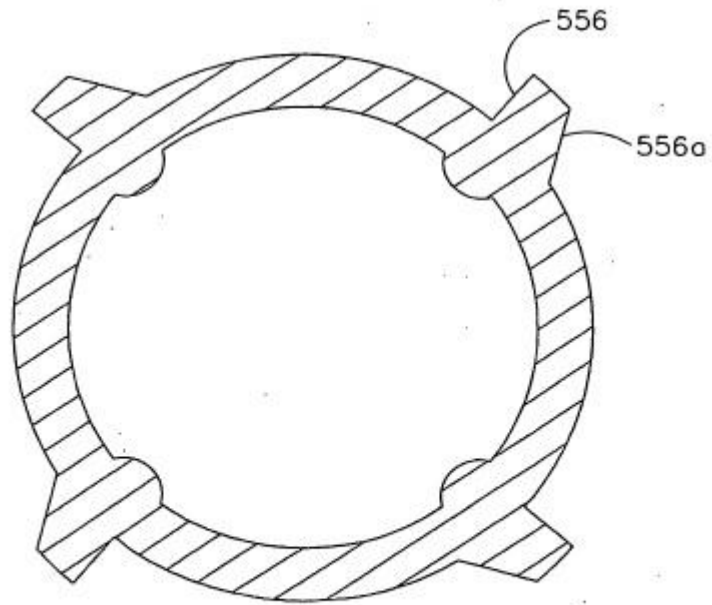


FIG. 19E

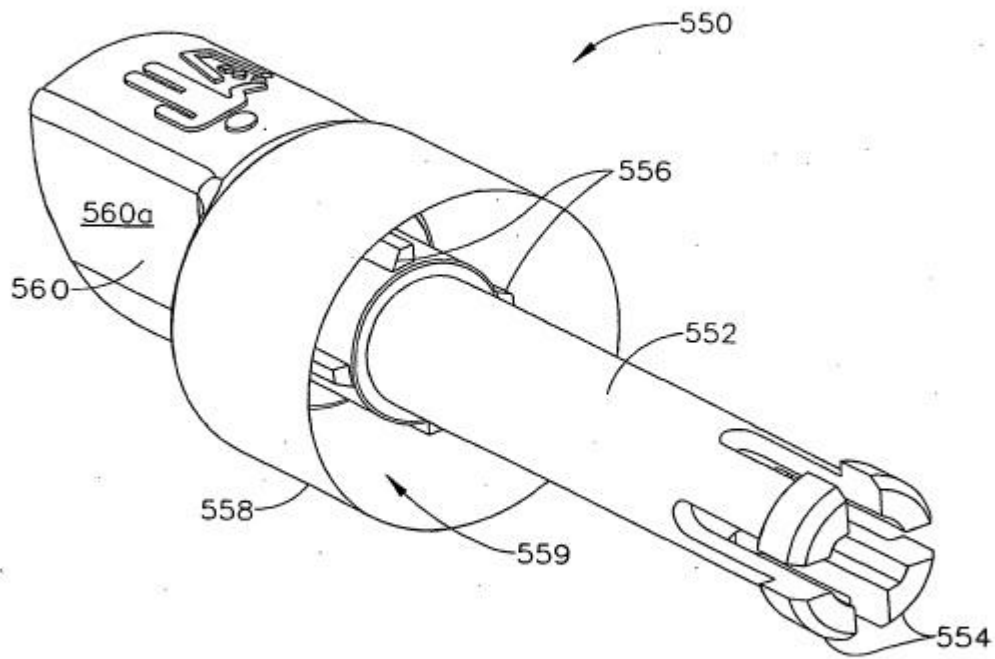


FIG. 19F

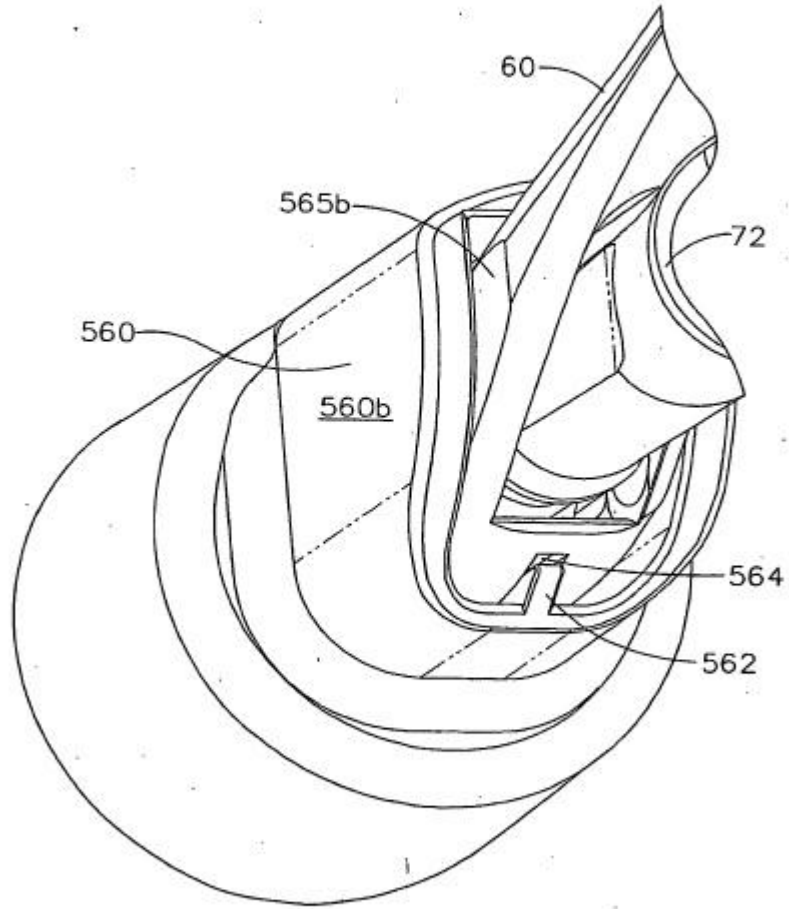


FIG. 19G