

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 619 254**

51 Int. Cl.:

A61B 17/32 (2006.01)

B06B 1/00 (2006.01)

B06B 3/00 (2006.01)

A61B 17/22 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **21.05.2009 PCT/GB2009/001278**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.11.2009 WO2009141616**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **21.05.2009 E 09750094 (6)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **28.12.2016 EP 2288301**

54 Título: **Disecionador ultrasónico de tejidos**

30 Prioridad:

21.05.2008 GB 0809243

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
23.06.2017

73 Titular/es:

**SRA DEVELOPMENTS LIMITED (100.0%)
Bremridge House, Bremridge
Ashburton, South Devon TQ13 7JX, GB**

72 Inventor/es:

**SLIPSZENKO, JAMES ANTON;
EDE, MICHAEL JAMES y
YOUNG, STEPHEN MICHAEL RADLEY**

74 Agente/Representante:

URÍZAR ANASAGASTI, Jesús María

ES 2 619 254 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

Diseccionador ultrasónico de tejidos

- 5 La presente invención se refiere a una herramienta quirúrgica adaptada para cortar y/o cauterizar tejido mediante la utilización de una cuchilla sometida a vibración ultrasónicamente u otro efector de extremo de la herramienta quirúrgica. Más particularmente, pero no exclusivamente, se refiere a una herramienta que tiene un efector de extremo adaptado para dirigir la energía ultrasónica de forma controlada en los tejidos seleccionados.
- 10 En las últimas décadas, un interés considerable se ha dirigido hacia el uso de cuchillas y tijeras activadas ultrasónicamente para la disección, corte, y soldadura de tejidos blandos.
- Es conocido cortar el tejido por medio de cuchillos o escalpelos sometidos a vibración ultrasónicamente. Cuando un escalpelo corta tejido su eficacia se ve indicada por la fuerza de corte. Esto se deriva de la presión requerida para separar la estructura y de la resistencia a la fricción cuando la cuchilla se introduce entre las secciones de corte. Hacer vibrar la cuchilla puede reducir la fricción y puede reducir también la resistencia de unión del tejido. Ambos objetivos podrían alcanzarse mediante la aplicación de vibraciones a la cuchilla de corte, ya sea en un modo longitudinal o torsional.
- 15
- 20 El corte hemostático de vasos individuales y del tejido con vasculatura también ha sido enseñado por las patentes de Estados Unidos US 3.636.943 y US 3.862.630. En las patentes '943 y '630, el uso de energía ultrasónica en forma de vibraciones mecánicas se transmite por un miembro de herramienta para cerrar los pequeños vasos sanguíneos cortados, tal como en los seres humanos, mediante la formación de cierres en las porciones terminales de los mismos, y detener lo que se conoce como "exudado", que requiere técnicas de remanentes o de limpieza
- 25 constantes durante una operación. Tal miembro de herramienta puede estar en la forma de un cuchillo sometido a vibración ultrasónicamente para cortar y cerrar, de forma simultánea, porciones terminales respectivas de los vasos sanguíneos cortados mientras que se realizan procedimientos quirúrgicos. El miembro de herramienta, de una configuración adecuada, puede unir también capas de tejido, incluyendo las paredes de los vasos sanguíneos sin cortar, y con respecto a estas últimas se prevé como sustitución de la "ligadura" de las arterias y venas actualmente
- 30 necesaria en cirugía. Por lo tanto, estas patentes utilizan un sistema de modo longitudinal para activar una cuchilla, que tiene superficies rugosas con el fin de aumentar la transferencia de energía de fricción durante el corte de tejido vascular.
- Adicionalmente, las Patentes de Estados Unidos US 5.322.055 y US 6.283.981 divulgan sistemas oscilatorios con la adición de elementos pasivos articulados diseñado para presionar el tejido diana contra una cuchilla eléctrica a fin de
- 35 aumentar la resistencia a la fricción del tejido en la cuchilla, y, por tanto, aumentar el efecto de calentamiento necesario para asegurar la coagulación durante el proceso de corte.
- La patente US 5.322.055 se refiere a un aparato quirúrgico ultrasónico que incluye una herramienta quirúrgica que tiene una pieza de mano con un transductor para convertir una señal eléctrica en movimiento vibratorio longitudinal de una cuchilla conectada a la pieza de mano y un accesorio liberable conectado a la pieza de mano para permitir la sujeción de tejido contra la cuchilla vibrante para proporcionar una mejor coagulación y corte del tejido. Pinzas similares a tijeras accionan una mordaza de sujeción pivotada a lo largo de un lado de la cuchilla vibrante ultrasónica para comprimir y sesgar el tejido contra la cuchilla en una dirección normal a la dirección de movimiento vibratorio
- 40 longitudinal. La mordaza de sujeción y la cuchilla son giratorias una respecto a la otra para alinear un borde de cuchilla seleccionado de una cuchilla de múltiples bordes con la mordaza de sujeción para el corte y coagulación mientras sujeta o separa circunferencialmente un borde de cuchilla seleccionado de la mordaza de apriete para el corte y coagulación sin sujeción.
- 45
- 50 La patente US 6.283.981 se refiere a un método de diseñar una herramienta quirúrgica ultrasónica equilibrada que incluye una varilla de transmisión ultrasónica y una cuchilla ultrasónicamente accionada asimétrica unida al extremo distal de la varilla de transmisión ultrasónica. La cuchilla ultrasónicamente accionada incluye una porción de tratamiento. La porción de tratamiento tiene una característica funcional tal como, por ejemplo, una cuchilla curva que hace que la porción de tratamiento sea asimétrica. En un método de este tipo, una porción de equilibrio que incluye al menos una primera característica de equilibrio asimétrico se diseña y se sitúa entre la cuchilla ultrasónicamente accionada y la varilla de transmisión ultrasónica para equilibrar cualquier par indeseable generado por la porción de tratamiento.
- 55
- Todos los sistemas descritos anteriormente comparten el principio común de calentamiento generado por fricción, relacionado con la reversión del vector cíclico en la interfaz de fricción, para asegurar que la coagulación se produce simultáneamente con la separación del tejido. En tales sistemas, el principio de calentamiento generado por fricción se describe en términos de excitación longitudinal de la cuchilla de corte. Sin embargo, la excitación longitudinal pura no es la forma más eficaz de transferir energía de vibración en el tejido blando.
- 60
- 65 Además, en las Patentes de Estados Unidos US 6.425.906 y GB 2.371.492, se observa que Young y Young divulgan primero el uso de diferentes modos de vibración específicamente elegidos para tomar ventaja de la transmisión de

ondas de compresión directa en el tejido diana con su capacidad única para generar la cavitación como la principal forma de disipación de energía. Específicamente, estas patentes fueron las primeras en revelar un sistema y método para utilizar excitación torsional para transferir energía de vibración en el tejido blando.

5 Por ejemplo, la patente US 6.425.906 se refiere a una herramienta quirúrgica para cortar y/o coagular tejido que incluye un controlador piezo-eléctrico para generar energía ultrasónica incluyendo vibraciones en modo torsional. La patente '906 se refiere también a un efector de extremo distal en modo torsional, lo que crea la transmisión de energía enfocada en el tejido diana atrapado por un elemento de mordaza articulado contra una guía de ondas activada.

10 En la patente GB 2333709, el uso de guías de ondas en modo torsional de múltiples longitudes de onda se divulga en relación con procedimientos quirúrgicos generales mínimamente invasivos. En la patente GB 2371492, se describen mecanismos de transferencia de energía que se refieren específicamente a sistemas de cizallamiento en modo torsionales y equivalentes longitudinales de ondas de compresión convencionales. La patente GB 2371492
15 divulga además que la excitación de una guía de ondas que tiene una longitud mayor que 7 o 8 veces la un medio de longitud de onda para la transmisión de modo de cizalladura crea problemas, que son exagerados en relación con los experimentados en los sistemas de onda de compresión similares.

20 El documento EP 0 970 660 A1 divulga una herramienta quirúrgica ultrasónico de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1, en el preámbulo de la reivindicación 1 se basa en la presente memoria. Además, también el documento US 4.922.902 muestra una herramienta quirúrgica con características del preámbulo de la reivindicación 1

25 Por lo tanto, si bien se conoce el uso de excitación torsional para transferir energía de vibración en el tejido blando, es todavía deseable producir otras herramientas quirúrgicas que manipulen eficazmente la excitación en el modo torsional.

30 La invención se divulga en la reivindicación independiente 1, con realizaciones preferidas divulgadas en las reivindicaciones dependientes.

35 Por lo tanto un objeto de la presente invención es proporcionar instrumentos quirúrgicos que empleen vibraciones ultrasónicas en modo torsional que eviten los problemas anteriores, y, en particular, permitir la aplicación más controlable y eficaz de los beneficios de las vibraciones en modo torsional.

40 De acuerdo con un primer aspecto de la presente invención, se proporciona una herramienta quirúrgica que comprende medios de guía de ondas alargados conectados operativamente o que se pueden conectar en un extremo proximal a un medio de generación de vibraciones ultrasónicas y provistos adyacentes a un extremo distal de un elemento operativo, en el que el medio de guía de ondas tiene un primer diámetro y el elemento operativo comprende un elemento efector alargado que tiene un segundo diámetro menor que el primero, definiendo un
extremo proximal del elemento efector una primera unión de paso situada sustancialmente en un plano nodal de las vibraciones ultrasónicas generadas en el medio de guía de ondas.

45 El elemento operativo comprende una porción intermedia alargada que se extiende entre el medio de guía de onda y el medio efector y tiene un tercer diámetro intermedio entre el primer y segundo diámetros, definiendo dicha porción intermedia dicha primera unión de paso con el medio efector en su extremo distal y definiendo una segunda unión de paso con el medio de guía de ondas en su extremo proximal.

50 Preferentemente, un extremo distal del elemento efector se sitúa en un plano antinodal de las vibraciones ultrasónicas.

La segunda unión de paso se encuentra preferentemente sustancialmente en un plano antinodal de las vibraciones ultrasónicas en el medio de guía de ondas.

55 La porción intermedia puede tener una longitud que corresponde sustancialmente a un cuarto de la longitud de onda de las vibraciones ultrasónicas en su interior.

El elemento efector puede tener una longitud que corresponde sustancialmente a un cuarto de longitud de onda de las vibraciones ultrasónicas en su interior.

60 El segundo diámetro del elemento efector puede ser entre un tercio y dos tercios del primer diámetro del medio de guía de ondas.

65 Una relación de diámetros a cada lado de la primera unión de paso puede seleccionarse para producir una ganancia de amplitud de la velocidad deseada a través de la unión, siendo dicha ganancia dependiente del cubo de dicha relación de diámetros.

ES 2 619 254 T3

Ventajosamente, el medio de guía de ondas y la porción intermedia se extienden coaxialmente.

El elemento efector puede extenderse coaxialmente con el medio de guía de ondas.

5 Como alternativa, al menos parte del elemento efector puede extenderse en una curva lejos de un eje longitudinal del medio de guía de ondas.

Preferentemente, una punta distal del elemento efector se dispone a continuación dentro de una envolvente que tiene dicho primer diámetro y que se extiende coaxialmente desde el medio de guía de ondas.

10 El elemento efector puede tener dicho segundo diámetro sustancialmente a lo largo de toda su extensión.

Como alternativa, el elemento efector puede tener dicho segundo diámetro adyacente a la primera unión de paso, pero variar en diámetro hacia su extremo distal.

15 El elemento efector puede disminuir en diámetro hacia su extremo distal.

Preferentemente, el medio para generar vibraciones ultrasónicas produce vibraciones ultrasónicas en modo torsional en el medio de guía de ondas y en el elemento efector.

20 El medio para generar vibraciones ultrasónicas se puede sintonizar para producir una vibración resonante deseada en el medio de guía de ondas y en el elemento efector.

25 El medio para generar vibraciones ultrasónicas se puede accionar por el medio de accionamiento eléctrico en modo de pulso.

El elemento efector se puede perfilar así a fin de minimizar las vibraciones en modo no torsional en su interior.

30 El elemento efector se puede configurar a fin de minimizar su momento de inercia alrededor de un eje longitudinal del medio de guía de ondas.

El medio de guía de ondas puede estar provisto de una pluralidad de patrones separadores radialmente salientes situados en planos nodales de las vibraciones ultrasónicas producidas al respecto.

35 La primera unión de paso puede, a continuación, situarse a una separación de un medio de longitud de onda de dichas vibraciones desde el más distal de dichos patrones separadores.

La segunda unión de paso se puede situar en una separación de un cuarto de longitud de onda de dichas vibraciones lejos del más distal de dichos patrones separadores.

40 El elemento operativo puede comprender un miembro de mordaza que no puede vibrar, selectivamente operable para mantener una zona deseada de tejido en contacto con el elemento efector que puede vibrar ultrasónicamente.

45 En una primera realización de la invención, el elemento efector está provisto de un par adyacente de medios de ranurado alargados que se extienden proximalmente desde su extremo distal y que definen entre los mismos medios de crestas alargados.

Preferentemente, dichos medios de ranurado se extienden a lo largo de una porción distal curvada del elemento efector.

50 Ventajosamente, dichos medios de ranurado tienen un perfil de sección transversal generalmente parte circular.

Dichos medios de ranurado se pueden adaptar para enfocar la energía ultrasónica en el tejido adyacente, a fin de soldar o coagular dicho tejido.

55 Los medios de cresta se pueden adaptar para cortar el tejido en contacto con los mismos.

En una segunda realización, el elemento efector está provisto de una cara operativa alargada generalmente plana que se extiende sustancialmente en paralelo a un eje del elemento efector.

60 Dicha cara operativa puede comprender dos facetas sustancialmente planas que coinciden lo largo de un canto longitudinal de poca profundidad.

65 Un ángulo entre los planos de dichas facetas puede ser menos de 45°, opcionalmente menos de 30°, idealmente menos de 15°.

Cada borde exterior de la cara operativa puede ser biselado.

La cara operativa se puede adaptar para transmitir energía ultrasónica en contacto con el tejido o mantenerse contra la cara con el fin de soldar o coagular dicho tejido para separar preferentemente el tejido.

5 Se proporciona un procedimiento ejemplar de tratamiento de tejido, que no forma parte de la invención, que comprende proporcionar una herramienta como se describe en el primer aspecto anterior, con lo que un elemento efector de la misma se pone en contacto con el tejido a tratar y hace vibrar la herramienta ultrasónicamente así como para efectuar el tratamiento ejemplar.

10 El tratamiento ejemplar puede comprender cortar o separar dicho tejido.

El tratamiento ejemplar puede comprender coagular o soldar dicho tejido.

15 En un ejemplo que no forma parte de la invención reivindicada, se presenta un transductor ejemplar que incluye una bocina que tiene un primer diámetro; un elemento roscado que tiene un segundo diámetro; una pila del transductor que tiene un tercer diámetro y que incluye una pluralidad de anillos; y una placa posterior colocada adyacente a la pila del transductor; en el que el elemento roscado se coloca entre la bocina y la pila del transductor para habilitar selectivamente ajustes de sintonización torsional del transductor.

20 En otro ejemplo que no forma parte de la invención reivindicada, se presenta un método ejemplar para la sintonización de un transductor que incluye el posicionamiento de un elemento roscado entre una bocina y una pila del transductor; y permitir selectivamente ajustes de sintonización de la torsión del transductor basándose en el posicionamiento del elemento roscado; en el que la bocina tiene un primer diámetro, el elemento roscado tiene un segundo diámetro, la pila del transductor tiene un tercer diámetro, incluye una pluralidad de anillos, y se sitúa adyacente a una placa posterior.

25 En el ejemplo que no forma parte de la invención reivindicada, se presenta un método ejemplar para la fabricación de un transductor que incluye el posicionamiento de un elemento roscado entre una bocina y una pila del transductor; y permitir selectivamente ajustes de sintonización de la torsión del transductor basándose en el posicionamiento del elemento roscado; en el que la bocina tiene un primer diámetro, el elemento de rosca tiene un segundo diámetro, la pila del transductor tiene un tercer diámetro, incluye una pluralidad de anillos, y se sitúa adyacente a una placa posterior.

30 Las realizaciones de la presente invención se describirán a continuación más particularmente a modo de ejemplo y con referencia a las figuras de los dibujos adjuntos, en los que:

la **Figura 1A** es un diagrama esquemático del transductor en modo torsional ejemplar que tiene una pila extendida para facilitar la adaptación de frecuencia a una bocina,

40 la **Figura 1B** es un diagrama esquemático de un transductor en modo torsional ejemplar que tiene una pila extendida con una espita roscada situada en un orificio cónico,

la **Figura 1C** es un diagrama esquemático de un transductor en modo torsional ejemplar que ilustra las dimensiones críticas del transductor con un cilindro circunscrito desde el que se mecaniza un componente principal;

45 la **Figura 2** es un diagrama esquemático de una vista axial de un transductor en modo torsional ejemplar.

La **Figura 3** es un diagrama esquemático de una relación geométrica entre el desplazamiento de la pila de flexión y el desplazamiento torsional de la bocina,

la **Figura 4** es un diagrama esquemático de un transductor en modo torsional a modo ejemplar conectado a una guía de ondas con una ilustración de la distribución de amplitud de desplazamiento,

50 la **Figura 4A** es un diagrama esquemático que ilustra un detalle del efector de extremo del transductor en modo torsional de la Figura 4,

la **Figura 5** es un diagrama esquemático de un transductor de modo longitudinal a modo ejemplar conectado a una guía de ondas con una ilustración de la distribución de amplitud de desplazamiento,

55 la **Figura 6** es un diagrama esquemático de una vista axial de un efector de extremo curvado en una configuración de guía de ondas en modo torsional, que incorpora la presente invención;

la **Figura 7** es un diagrama esquemático isométrico de un efector de extremo curvado en una configuración de guía de ondas en modo torsional mostrado en la Figura 6, que incorpora la presente invención;

la **Figura 8A** es un diagrama esquemático isométrico de un efector de extremo del soldador en una configuración de guía de ondas en modo torsional, que incorpora la presente invención;

60 la **Figura 8B** es un alzado frontal de un extremo distal de un efector de extremo que representa la presente invención;

la **Figura 9** es un diagrama esquemático de una guía de ondas, vaina, y mordaza articulada de una configuración de guía de ondas en modo torsional, que incorpora la presente invención;

65 las **Figuras 10A, 10B, y 10C** son diagramas esquemáticos de la configuración de la mordaza de la Figura 9, que incorpora la presente invención;

la **Figura 11** es un diagrama de bloques de un primer ejemplo de los circuitos de control y potencia para un

generador de ultrasonidos en modo torsional,

la **Figura 12** es un diagrama de bloques de un segundo ejemplo de los circuitos de control y potencia para un generador de ultrasonidos en modo torsional, y

5 la **Figura 13** es un diagrama esquemático de un ejemplo alternativo de un transductor en modo torsional que tiene una pila extendida con dos espitas roscadas, una situada en un extremo proximal y una situada en un extremo distal de un eje roscado.

Con referencia ahora a las figuras de los dibujos, un sistema y método para el corte de tejido mediante el uso de excitación en modo torsional de acuerdo con la presente divulgación se describirá ahora en detalle.

10 Aunque las realizaciones de la presente divulgación son susceptibles de diversas modificaciones y construcciones alternativas, ciertas realizaciones ilustradas de la misma se han mostrado en los dibujos y se describirán a continuación en detalle. Se debe entender, sin embargo, que no hay intención de limitar las realizaciones de la presente divulgación a la forma específica descrita, sino que, por el contrario, las realizaciones pretenden cubrir todas las modificaciones, construcciones alternativas y equivalentes comprendidas dentro del alcance de la presente divulgación como se define en las reivindicaciones.

15 La presente divulgación se puede entender más fácilmente haciendo referencia a la siguiente descripción detallada de la divulgación tomada en conexión con las Figuras de los dibujos adjuntos, que forman una parte de esta divulgación. Se debe entender que la presente divulgación no se limita a los dispositivos, métodos, condiciones o parámetros específicos descritos y/o mostrados en la presente memoria, y la terminología utilizada en la presente memoria tiene la finalidad de describir las realizaciones particulares a modo de ejemplo solamente y no pretende limitar la materia reivindicada.

20 La presente divulgación propone la utilización de ultrasonidos en modo torsional para transferir de manera eficaz la energía de vibración en el tejido blando. A diferencia de otras herramientas de ultrasonidos, la herramienta quirúrgica de las realizaciones ejemplares dirige la potente energía de compresión en el tejido diana, lo que da como resultado la coagulación segura y el corte rápido. Lejos de estas ranuras de compresión, solamente la energía de fricción relativamente menos eficaz está presente. Esto se minimiza aún más a través de un fino proceso de pulido lo que reduce el riesgo de transferir energía indeseada en las estructuras vitales y lo que reduce significativamente la probabilidad de fallo por fatiga con baja ganancia. Las herramientas quirúrgicas de las realizaciones ejemplares dirigen la energía de compresión en el tejido diana. La energía se transfiere rápidamente, desnaturalizando la proteína del tejido y formando rápidamente un coágulo. Al mismo tiempo, la cuchilla central corta a través del tejido a medida que la mordaza de la herramienta quirúrgica se cierra. El resultado es un corte hemostático rápido y eficaz.

25 La presente divulgación propone además enfatizar las ventajas fundamentales de los sistemas en modo torsional sobre los dispositivos de extensión longitudinal convencionales. La presente divulgación abarca además las características de los sistemas diseccionadores torsionales que introducen problemas de abertura particulares.

30 Por ejemplo, la transmisión en modo torsional tiene diversas ventajas sobre la transmisión en modo longitudinal. Estas incluyen, pero no se limitan a lo siguiente: la ganancia de movimiento asociada con los cambios de la sección transversal es mayor en la transmisión de ondas de cizalla que en la transmisión de ondas de compresión equivalente. El análisis de concentradores en modo torsional revela una dependencia de ganancia en momentos de inercia asociada con los cambios de sección a lo largo del elemento de transformación. En contraste, la transmisión de onda de compresión se relaciona con la variación de la fuerza lineal que cambia con el área de sección. Esta consideración conduce a la expresión de ganancia de movimiento para un transformador escalonado en modo longitudinal, que se define como el cuadrado de la relación de diámetros entre las secciones de entrada y salida, y para el equivalente de onda de cizalla, la tercera potencia de la relación de diámetros. Esta característica es consistente con el aumento de Q y la relación de transformación de impedancia para los sistemas de ondas de cizalla relativos a equivalentes de ondas de compresión. Por lo tanto, sintonizar la resonancia requiere circuitos del generador más críticamente refinados y algoritmos de sintonización capaces de diferenciar entre características de resonancia nítidamente definidas.

35 Otra característica distintiva entre los sistemas en modo longitudinal y torsional se refiere al diseño del transductor. Los diseños de transductor son específicos para los modos particulares. El transductor intercalado Langevin clásico se utiliza convencionalmente para generar y sustentar ondas de compresión en un sistema de modo longitudinal. En contraste, una bocina de conversión de modo con la pila del transductor tangencialmente fijada se configura para generar una salida torsional desde el extremo estrecho de la bocina. La pila del transductor se acciona en un modo de flexión seleccionado para generar un modo torsional en la bocina. Los modos de pila de flexión alternativos dan como resultado una salida sustancialmente longitudinal desde el convertidor de modo. Como resultado, en cada caso los modos torsionales o longitudinales puros dependen del diseño de la guía de ondas conectada a la salida de la bocina. Las frecuencias de operación, por lo general, dan como resultado modos armónicos con guías de onda que abarcan diversas longitudes de onda. La relación entre la bocina y la pila del transductor hace que el sistema oscilatorio sea susceptible a modos transversales complejos que ocurren en el conjunto de bocina y guía de ondas.

40 Se requiere un control cuidadoso y preciso de la frecuencia de accionamiento para excitar el modo correcto y bloquear el modo correcto por los circuitos de control de frecuencia/modo del generador. Las realizaciones

ejemplares descritas a continuación ilustran cómo controlar una frecuencia de accionamiento para sintonizar las características de resonancia y excitar el modo deseado de una herramienta quirúrgica.

5 Las realizaciones y ejemplos se describirán a continuación al hacer referencia las Figuras adjuntas. Las Figuras adjuntas son meramente ejemplos y no pretenden limitar el alcance de la presente divulgación.

10 Haciendo referencia a la Figura 1A, se presenta un diagrama esquemático de un transductor en modo torsional ejemplar que tiene una pila extendida para facilitar la adaptación de frecuencia a una bocina, de acuerdo con la presente divulgación. El transductor en modo torsional 10 de la Figura 1A incluye una bocina 12, un elemento roscado 14, anillos de cerámica 16, electrodos 18, una placa posterior 20, un primer sensor 22, y un segundo sensor 24. La longitud, X, de la placa posterior 20 se designa como 26 y la longitud, Y, del elemento roscado 14 se designa como 28.

15 En un ejemplo, el transductor 10 permite la generación de cualquiera de las vibraciones longitudinales u ondas torsionales puras. El transductor 10 incluye una pila del transductor, que comprende un número de anillos de cerámica PZT axialmente polarizados 16, separados por electrodos de latón chapados en plata u oro 18 y fijados por compresión a una cara tangencial del transductor 10 a través de la placa posterior con espitas 20, con la espita roscada 32 situada en un orificio roscado 34 (como se muestra en la Figura 1B).

20 Por otra parte, la Figura 1A muestra al menos dos sensores piezoeléctricos, un primer sensor 22 y un segundo sensor 24 situados sobre la bocina 12. Los sensores 22 y 24 se sitúan para que respondan de manera selectiva a los modos torsional y longitudinal de la de bocina. En el primero, la forma de onda de cada sensor piezoeléctrico 22, 24 se desplazará en fase de acuerdo con el cambio en el desplazamiento torsional de los sensores de la bocina cuando está en un mínimo, a la periferia cuando está a un máximo. En presencia de un modo longitudinal, ambos
25 sensores experimentarían el mismo desplazamiento extensional de la cara de extremo de la bocina, produciendo salidas en fase de dichos sensores piezoeléctricos. La operación específica de los sensores 22, 24 se describirá más adelante con referencia a la Figura 11.

30 Además, el elemento roscado 14 se puede diseñar para tener cualquier longitud 28. La longitud 28 del elemento roscado 14 se puede variar en base a una pluralidad de factores, tales como, pero sin limitarse a, el material de la bocina 12 y las frecuencias de resonancia naturales de uno o más componentes del transductor 10 (por ejemplo, la bocina 12, conjunto de pila, y/o guía de ondas 56). El elemento roscado 14 se puede variar entre unos pocos milímetros hasta 20 mm dependiendo de la aplicación deseada. La longitud 28 del elemento roscado 14 afecta a la salida de la bocina 12. En otras palabras, mediante la variación de la longitud 28 del elemento roscado 14 un experto
35 en la materia puede producir una vibración u onda deseada (por ejemplo, una onda torsional, una onda torsional pura, una onda longitudinal, una onda en modo de flexión o una combinación de estas ondas). Además, la longitud 26 de la placa posterior 20 se puede variar entre unos pocos milímetros hasta 20 mm dependiendo de la aplicación deseada y también puede afectar al tipo de onda producida por la bocina 12. Preferentemente, mientras más pequeña es la longitud 28 del elemento roscado 14, mejor será el alcance de la excitación o modo deseado. Por
40 ejemplo, la longitud 28 del elemento roscado 14 puede estar en el intervalo de 2-10 mm.

Una vez más, la inserción del elemento roscado 14 permite una optimización de la realización del modo torsional puro como la salida de la bocina 12 y permite un método preciso de sintonización de una herramienta/dispositivo quirúrgico con relación a las especificaciones deseadas de un usuario. Además, el elemento roscado 14 se puede
45 ajustar antes del montaje o después del montaje (posteriormente) del transductor 10 en un dispositivo externo (por ejemplo, tal como una guía de ondas 56 que se describe a continuación con referencia a las Figuras 4 y 5). Además, el elemento roscado 14 puede tener una variedad de diferentes formas uniformes o no uniformes. La forma sustancialmente cilíndrica en las Figuras es meramente ilustrativa.

50 Por tanto, de acuerdo con la Figura 1A, una frecuencia de accionamiento se puede controlar para ajustar con precisión las características de resonancia y excitar un modo deseado de una herramienta quirúrgica mediante la adición de un elemento roscado 14 entre la bocina 12 y la pila del transductor del transductor 10. Además, la Figura 1A define medios para variar las propiedades de conjunto de pila, que a su vez definen las características modales de la bocina 12. La capacidad para optimizar la salida torsional del transductor 10 se mejora proporcionando o
55 habilitando esta instalación de sintonización en cada extremo del conjunto de pila.

Haciendo referencia a la Figura 1B, un diagrama esquemático de un transductor en modo torsional ejemplar que tiene una pila extendida con una espita roscada situada en un orificio cónico se presenta.

60 El transductor en modo torsional 11 es sustancialmente similar al transductor en modo torsional 10 y, por tanto, solo se tratará más adelante en la presente memoria en la medida necesaria para identificar las diferencias en su construcción y/o uso. El transductor en modo torsional 11 de la Figura 1B incluye una bocina 12, un elemento roscado 14, anillos de cerámica 16, electrodos 18, una placa posterior 20, un primer sensor 22, y un segundo sensor 24. Además, el transductor 11 incluye una espita roscada 32 situada en un orificio cónico 34.

65 Como se muestra en la Figura 1A, la pila/conjunto del transductor incluye un elemento roscado 14 insertado entre la

pila del transductor y la bocina 12. Como se muestra en la Figura 1B, para facilitar la unión del elemento roscado 14 a la bocina 12, la espita 32 se extiende para acomodar la unión de elemento roscado 14. Esta característica permite que las características resonantes de toda la pila que incorpora el elemento roscado 14 sintonicen mediante el ajuste de la longitud total de la pila del transductor antes de la fijación de la bocina 12. El elemento de rosca 14 puede tener lados paralelos o bien ser cónico en su sección hacia su extremo distal. Preferentemente, la bocina 12 es una bocina cónica.

Haciendo referencia a la Figura 1C, un diagrama esquemático de un transductor en modo torsional que ilustra dimensiones críticas del transductor con un cilindro circunscrito desde el que se mecaniza un componente principal se presenta.

El transductor en modo torsional 13 incluye un conjunto de pila 21 dispuesto entre la placa posterior 20 y una superficie cilíndrica 31. El conjunto de pila 21 hace tope con la superficie cilíndrica 31 a través de miembro de tope 37 montado en una cara tangencial creada por el mecanizado de la región sombreada de la superficie cilíndrica de circunscripción 31 de la Figura 1C. La Figura 1C y la Figura 2 (descrita a continuación) ilustran definiciones dimensionales de los transductores 13, 15. La Figura 1C define la superficie 31 que fija un plano de montaje tangencial del conjunto de pila 21. Un giro de flexión del conjunto de pila 21 a través del ángulo, θ , (designado como elemento 44 en la Figura 3), genera un par alrededor del eje de bocina O, accionando de este modo la bocina 12 en un modo torsional.

Haciendo referencia a la Figura 2, se presenta un diagrama esquemático de una vista axial de un transductor en modo torsional ejemplar.

El transductor en modo torsional 15 incluye un orificio roscado 34 para la fijación de guía de ondas. Adicionalmente, el transductor 15 incluye superficies cónicas exponenciales 36, extremidad cilíndrica 38, pestaña de aislamiento cilíndrica 33 situada adyacente a la bocina 12, el área sombreada 35, y el miembro de tope 37.

La bocina 12 se mecaniza con la superficies cónicas exponenciales 36 y se interrumpe por pestaña de aislamiento cilíndrica 33, donde las superficies cónicas exponencial 36 se cortan tangencialmente a la superficie cilíndrica de circunscripción 31 (véase Figura 1C). Además, la pila de montaje 21 (véase Figura 1C) se dispone adyacente a la bocina 12 de modo que su extremidad cilíndrica 38 coincide con un extremo exterior de una cara tangencial de la bocina 12 y se superpone sobre una extremidad interior como se indica por el área sombreada 35.

Haciendo referencia a la Figura 3, se presenta un diagrama esquemático de una relación geométrica entre el desplazamiento pila de flexión y el desplazamiento de bocina torsional.

La relación geométrica 40 de la Figura 3 ilustra el desplazamiento de pila 42 y un ángulo, θ , designado como 44.

El transductor 10 que tiene el conjunto de pila se sitúa en la bocina 12 de modo que su extremo cilíndrico coincide con el extremo exterior de una cara tangencial de la bocina 12. La relación entre el diámetro de pila, d' , el diámetro efectivo de bocina proximal d , y el diámetro circunscrito D se eligen de forma crítica con el fin de generar el modo de vibración y la frecuencia resonante requerida.

El movimiento de giro de la masa de bocina proximal se inicia por un desplazamiento en modo de flexión dentro del conjunto de pila como se ilustra en la Figura 3. Este modo es posible cuando $d' > d/2$, lo que permite un diseño de transductor más compacto que el empleado con una pila convencional en modo axial en la que $d' \ll d/2$. La Figura 3 ilustra la geometría que controla la transferencia del desplazamiento de pila 42 a la bocina 12. La ecuación que define la componente resuelta del desplazamiento de flexión F_T , a un ángulo θ , 44, hasta el plano de montaje, se da como: $T = F_T \cos \theta$. $l = 1/2 F_T \cos(\arctan((d-d')/d)) \cdot (d^2 + (d-d')^2)^{1/2}$.

La selección crítica de la relación d'/D para la operación óptima del transductor compacto se define como $0,45 < d'/D < 0,55$; preferentemente, 0,482; y para la operación normal (pila en modo axial), $0,3 < d'/D < 0,4$; preferentemente 0,333. La resonancia torsional se establece en cualquiera de los casos por la selección crítica de una longitud de la bocina 12, un diámetro del miembro de conexión 52 (mostrado en las Figuras 4 y 5) y las dimensiones de guía de ondas 56 (mostradas en las Figuras 4 y 5).

Haciendo referencia a la Figura 4, se presenta un diagrama esquemático de un transductor en modo torsional ejemplar conectado a una guía de ondas con una ilustración de la distribución de amplitud de desplazamiento.

La configuración del transductor/guía de ondas 50 incluye el transductor en modo torsional 10 descrito anteriormente con referencia a la Figura 1A. La configuración del transductor/guía de ondas 50 incluye además el miembro de conexión 52, un primer plano nodal 54, la guía de ondas 56, un segundo plano nodal 58, un tubo de vaina 60, un tercer plano nodal 62, un cuarto plano nodal 64, y un efector de extremo 66. El efector de extremo 66 representa una porción de la guía de ondas 68 y una punta distal 70. La flecha 80 ilustra el movimiento torsional de la guía de ondas 56.

- La Figura 4 representa, además, un gráfico 71 que ilustra una onda de transmisión que se genera cuando se activa la configuración de transductor/guía de ondas 50. Un medio de una longitud de onda 72 se genera entre la bocina12 y el miembro de conexión 52. Se genera un medio de una longitud de onda 74 entre el primer plano nodal 54 y el segundo plano nodal 58. Un medio de una longitud de onda 74 se genera también entre los dos últimos nodos distales 64 y 62. Un cuarto de una longitud de onda se genera 76 entre el cuarto plano nodal 64 y la punta distal 70 del efector de extremo 66. Obsérvese que la mitad de la sección de la guía de ondas se omite para salvar la repetición, pero puede tener normalmente de 7 u 8 longitudes de onda de largo. La Figura 4 representa, además, un gráfico 51 que ilustra el efecto de flexión de la pila (como se describe a continuación).
- Además, la guía de ondas 56 se compone de un número entero de medias longitudes de onda para la propagación de la onda de cizalla a la frecuencia resonante. El aislamiento de la guía de ondas se consigue mediante el aumento local del diámetro coincidente con planos nodales 54, 58, 62, 64, que crean espacio entre el tubo de vana revestido de plástico 60 y las regiones activas de la guía de ondas 56.
- Por otra parte, la guía de ondas se puede referir como un eje alargado que tiene un extremo proximal y un extremo distal. Además, el extremo distal puede separarse en una o más secciones. Por ejemplo, con respecto a las Figuras 6-8b, el extremo distal puede separarse en tres secciones. La primera sección puede tener una primera anchura y una primera longitud, la segunda sección puede tener una segunda anchura y una segunda longitud, y la tercera sección puede tener una tercera anchura y una tercera longitud, donde la primera, segunda, y tercera anchuras son iguales o diferentes entre sí. La primera sección puede referirse a un efector de extremo, la segunda sección puede referirse a una sección de conexión, y la tercera sección puede referirse a una porción de la porción de punta/porción de cuchilla del extremo distal del eje alargado. El efector de extremo puede ser una cuchilla curva con ranuras dobles como se ilustra en la Figura 4, elemento 70.
- Haciendo referencia a la Figura 4A, un diagrama esquemático que ilustra un detalle del efector de extremo del transductor en modo torsional de la Figura 4, de acuerdo con la presente divulgación se presenta. La vista detallada ilustra la forma de la punta distal 70, que representa una configuración de ranurado doble. Por supuesto, un experto en la materia podría contemplar una pluralidad de diferentes configuraciones de punta distal para lograr la excitación ya sea longitudinal y/o torsional.
- Haciendo referencia a la Figura 5, se presenta un diagrama esquemático de un transductor en modo longitudinal ejemplar conectado a una guía de ondas con una ilustración de la distribución de amplitud de desplazamiento.
- El transductor 90 es sustancialmente similar al transductor en modo torsional 50 y, por tanto, solo se tratará más adelante en la presente memoria en la medida necesaria para identificar diferencias en la construcción y/o uso. El transductor 90 tiene un gráfico de onda de transmisión similar al gráfico de onda de transmisión ilustrado en la Figura 4. La gráfica 91 ilustra una onda de transmisión que se genera cuando se activa la configuración de transductor/guía de ondas 90. Un medio de la longitud de onda 92 se genera dentro de la bocina 12. Un medio de la longitud de onda se genera 94 entre el primer plano nodal 54 y el segundo plano nodal 58. Un medio de la longitud de onda 94 se genera también entre el tercer plano nodal 62 y el cuarto plano nodal 64. Se genera un cuarto de una longitud de onda 96 entre el cuarto plano nodal 64 y la punta distal 70 del efector de extremo 66. La Figura 5 representa, además, un gráfico 95 que ilustra el efecto de flexión de la pila (como se describe a continuación).
- En el ejemplo alternativo, como se ilustra en la Figura 5, el conjunto de pila del transductor se activa en un modo de flexión variante de tal manera que la cara de extremo 82 de la placa posterior 20 se desvía, como se indica por la flecha 84 en una dirección longitudinal. Este movimiento de la pila genera un modo longitudinal en la bocina12 a una frecuencia compatible con la transmisión de ondas de compresión en la bocina12 y se fija a la guía de ondas 56. La frecuencia de resonancia longitudinal se relaciona con la frecuencia en modo torsional diseñada por la expresión: $F_{tor}/F_{longitud} = G/E$, en la que, G, es el módulo de cizallamiento y, E, es el módulo de Young para el material de la bocina12 y de la guía de ondas.
- Estas características (es decir, el elemento roscado 14 incorporado en el transductor 10 y en los planos nodales 54, 58, 62, 64) permiten que un sistema de herramienta quirúrgica se accione, alternativamente, en los modos longitudinal o torsional con la posibilidad de generar una mayor longitud distal de desplazamiento efectivo, con la ventaja de que no hay necesidad de una pila del transductor adicional fijada a la cara de extremo proximal de la bocina para crear el desplazamiento longitudinal como se enseña en Young y Young, la aplicación de modo dual, publicada como la patente Británica GB 2.438.679. Por otra parte, los patrones nodales o planos nodales 54, 58, 62, 64 mecanizados en la guía de ondas 56 proporcionan un medio simple de aislamiento acústico de la guía de ondas 56 desde el tubo o tubos de montaje 160, que permiten que la resonancia torsional/longitudinal se despliegue con una mordaza articulada cooperante 182 (véase Figura 9).
- En ambas Figuras 4 y 5, las configuraciones 50, 90 del transductor pueden generar ya sea resonancia longitudinal o torsional en un sistema de varilla de múltiples medias ondas sintonizado unido al extremo estrecho de la bocina 12. Las Figuras 4 y 5 ilustran los efectos relativos de los dos modos de la pila de flexión en planos ortogonales, como se muestra en las gráficas 51, 71, 91, 95. Específicamente, las gráficas 51 y 95 ilustran el efecto de flexión de la pila en el plano YZ que genera un modo torsional en la bocina12 y en la guía de ondas 56. Cuando se excita a una

frecuencia diferente, flexión de excitación en el plano XY de la Figura 5, la salida es longitudinal. Las Figura 4 y 5 ilustran además el potencial para generar dos modos diferentes alternativamente a diferentes frecuencias, que se seleccionan para producir longitudes de onda torsional y longitudinal con un número de planos nodales coincidentes 54, 58, 62, 64. La capacidad de sintonizar el conjunto de pila permite que los expertos en la materia optimicen las salidas ya sean longitudinales o torsionales y combinarlas también con un generador eléctrico conmutado, de doble frecuencia apropiado (como se describe a continuación con referencia a las Figuras 11 y 12).

En esencia, el conjunto de pila y la bocina12 determinan el modo de vibración y la guía de ondas 56 se sintoniza para resonar en un modo particular mediante el ajuste de su longitud para abarcar un número de medias longitudes de onda en una o más frecuencias designadas. Además, la gráfica 51 muestra un modo de pila que genera un modo de giro en la bocina12, creando de resonancia torsional en la guía de ondas 56, indicado por las flechas 71 y 80. La bocina12 representa siempre un medio de una longitud de onda con antinodos en ambos extremos.

Por otra parte, los planos nodales 54, 58, 62, 64 se establecen como parte del patrón de desplazamiento de resonancia y se utilizan para proporcionar aislamiento mecánico mediante la incorporación de patrones locales en la guía de ondas 56. Estos crean huecos entre la guía de ondas 56 y el revestimiento de vaina de plástico (véase Figura 9). Las Figura 4 y 5 sirven, ambas, para ilustrar la relación entre el modo de flexión de la pila (plano longitudinal XY y torsional YZ) y el modo de guía de ondas. La Figura 4 ilustra un sistema torsional, mientras que la Figura 5 ilustra un sistema longitudinal. La única diferencia en la guía de ondas 56 es que la compresión de un medio de la longitud de onda es mayor que la torsión ya que la velocidad de onda de compresión es mayor que la velocidad de cizalla para un material dado.

La técnica anterior de Young y Young, documento GB 2.423.931, enseña el uso de un Diseccionador en modo torsional con un efector de extremo distal curvo sustancialmente cónico desde la punta distal y con ranuras de centrado relativamente cortas hacia el extremo de cuchilla proximal. Esta falta de ranurados de centrado distales reduce la eficacia de coagulación de la punta de la cuchilla curva aunque permite cierta capacidad de soldadura de tejido lateral.

Un objetivo de las realizaciones de la invención ilustrada en las Figuras 6 y 7 es crear un efector de extremo curvo en modo torsional 100, 130 con una función completa de centrado distal. Las Figuras 6 y 7 se describirán de forma simultánea.

La Figura 6 ilustra el efector de extremo curvo 100 de acuerdo con la presente invención, que comprende tres regiones de guía de ondas distales; una primera porción proximal 102 de la sección W_0 , lo se fijaría a una guía de ondas y al transductor torsional como se define en la Figura 4; una segunda sección distal de un medio de longitud de onda que se extiende desde patrón de aislamiento nodal 122, a través del paso anti-nodal de un cuarto de onda 124 hasta el primer paso nodal distal, 126 de la sección W_S ; y una tercera región de un cuarto de longitud distal que se extiende desde el paso distal 126 hasta la punta de cuchilla torsional 128 de la sección W_I . La tercera sección representa una región de centrado de doble ranura 114, similar a la ilustrada en la Figura 4A y define la extensión de la cuchilla distal.

La forma de onda del efector de extremo se muestra esquemáticamente como 101 en la Figura 6, donde la segunda región del efector de la longitud Z 120, se muestra como una un medio de longitud de onda, con longitud inicial X, 116, que termina en el paso anti-nodal 124.

El paso anti-nodal tiene una característica de ganancia de amplitud cero, que junto con el paso de ganancia nodal 126 permite el control de la amplitud de desplazamiento torsional crítico dentro de la región de cuchilla curva 114.

Otro objetivo de las realizaciones ejemplares de la presente divulgación, para minimizar modos transversales creadas por el efecto de inercia de la masa axialmente desplazada asociada con la cuchilla del efector curva, que en la Figura 6 está desplazada del eje de guía de ondas por una distancia 112. Claramente, al reducir el diámetro de la sección de cuchilla distal 114, en relación con la sección de entrada W_0 102, el momento de inercia que genera los modos transversales no deseados, se reduce.

Los límites que cumplen este criterio se expresan por la desigualdad: $1,5 < W_0/W_I < 3,0$. La inclusión del paso anti-nodal de ganancia cero 124 permite que un experto en la materia limite la amplitud de cuchilla distal pico a 200 micrómetros, al basarse en la ganancia de amplitud en 126. La ganancia torsional nodal se encuentra a partir de la expresión: Ganancia, $K = (W_S/W_I)^3$. La consideración anterior permite que la curvatura de cuchilla y la amplitud de desplazamiento máxima cumplan los criterios de operación para la disección de tejido hemostático aceptable. La curvatura de la cuchilla se controla de manera que la punta distal se ve limitada a estar dentro de la envolvente cilíndrica definida por la sección W_0 en 106.

La magnitud de los pasos de sección de guía de ondas en 124, 126 y cualquier variación no lineal en la sección a lo largo de Y, 118, en la Figura 6, se puede variar claramente de forma independiente para controlar las características de salida de la guía de ondas, lo que permite amplitudes de giro altas con modos transversales perjudiciales mínimos. Se hace notar que las expresiones anteriores sirven solo como una definición ejemplar y no limitan el

alcance de una aplicación más amplia de la presente divulgación.

5 Las Figuras 8A y 8B son ilustraciones esquemáticas de un aspecto adicional de la presente divulgación destinado a optimizar el uso y la eficacia del transductor en modo torsional, la guía de ondas, y el sistema de efector de extremo referidos a lo largo de la presente divulgación, en un proceso quirúrgico particular que implica la soldadura de tejidos como un objetivo puntual final. En esta función, los elementos de la estructura del efector de extremo que enfocan energía en el tejido diana, por ejemplo, un gran vaso sanguíneo específico, se enfatizan mientras que al mismo tiempo cambia el detalle de las características que fomentan la separación de tejido con el fin de retrasar o evitar ese proceso.

10 La Figura 8A muestra un efector de extremo soldador 140 unido a la guía de ondas 142 en el plano del paso nodal 134. El cambio de sección en dicho paso nodal crea suficiente ganancia de amplitud torsional, de acuerdo con los principios descritos anteriormente, para permitir que la cara en contacto con el tejido 136 dirija la energía en el tejido vascular diana. La Figura 8B muestra un ejemplo de un perfil adecuado de la cuchilla de efector de extremo 136 que es esencialmente plana, pero que puede elevarse en el centro como se muestra, creando caras en ángulo 148a y 148b que coinciden en una característica de canto 145. La superficie 36 puede ser cerca del plano diametral del efector de extremo, definido por el eje de guía de ondas 146 en la Figura 8B.

15 La amplitud de desplazamiento de la activación del modo torsional en las caras 148a y 148b es máxima en la periferia y pequeña a lo largo del canto central 145. Esta característica genera transmisión de ultrasonidos enfocada en contacto con el tejido a ambos lados de dicho canto creando una soldadura fuerte. La baja energía asociada con el canto 145 solo produce un efecto de separación de tejido lento retrasando el corte y asegurando una unión de tejido totalmente hemostática en el vaso diana adyacente a las facetas 148a y 148b.

20 El corte se ralentiza aún más mediante el empleo de un accionamiento eléctrico en modo de pulso de los transductores torsionales. El generador se describe con referencia a las Figuras 11 y 12 a continuación. La operación de diseccionadores y soldadores ultrasónicamente activados tal como se ha descrito anteriormente es mucho mayor por la provisión de una mordaza cooperante articulada fijada a una vaina de protección, que también aloja un sistema de articulación de la mordaza. Esto se ilustra más completamente haciendo referencia a las Figuras 9 y 10 a continuación.

Haciendo referencia a la Figura 9, un diagrama esquemático de una guía de ondas, vaina, y mordaza articulada de una configuración de guía de ondas en modo torsional, que incorpora la presente invención, se presenta.

35 La configuración de guía de ondas en modo torsional 150 incluye uno o más revestimientos 152, un miembro de separación 154, una guía de ondas 156, una guía de ondas 158, un tubo concéntrico 160, un miembro de bloqueo 162, una vista axial de la espita o espitas 164, una bola de sujeción 166, una superficie exterior 168, un borde del tubo 170, un hueco 172, una porción superior 174 de la mordaza 182, una característica de fijación 176, una primera porción interior 178 de la mordaza 182, y una segunda porción interior 180 de la mordaza 182.

40 En otra realización ejemplar de la presente divulgación, mostrada en las Figuras 9, 10A, 10B, y 10C, un cabezal del diseccionador en modo torsional que incorpora una guía de ondas, se describe una mordaza cooperante, una carcasa exterior de protección y un sistema de aislamiento acústico.

45 La Figura 9 representa una porción distal de un Diseccionador de tejido ultrasónico. La mordaza 182 se fija de forma permanente a las bolas de recepción 166 y la característica de sujeción 176, permitiendo así que la mordaza 182 gire en un plano que es paralelo al eje de guía de ondas 156. La presente divulgación permite que la mordaza 182 se monte de forma extraíble en las bolas de recepción 166, soportándose sobre espitas 164, que se acoplan en el miembro de bloqueo 162. La fijación de la mordaza 182 se logra mediante la ampliación del hueco 172 hasta que la separación de las espitas 164 sea suficiente para permitir que se acoplen en el miembro de bloqueo 162 que tiene bolas de recepción 166.

50 Por lo tanto, una ventaja adicional de la configuración de guía de ondas en modo torsional 150 sobre la técnica tradicional es el método de aislamiento acústico de la guía de ondas 158 de los elementos pasivos del sistema, representados por el tubo concéntricos 160 y uno o más revestimientos 152.

Haciendo referencia a las Figuras 10A, 10B, y 10C, se presentan diagramas esquemáticos de la configuración de mordaza, de acuerdo con la presente divulgación.

60 La configuración de mordaza 200 es sustancialmente similar a la porción de mordaza 184 de la Figura 9 y, por tanto, solo se describirá adicionalmente en la presente memoria en la medida necesaria para identificar diferencias en la construcción y/o uso. La configuración de mordaza 200 incluye además un par de miembros de pivote 202 y un par de miembros de recepción 204.

65 La Figura 10A ilustra solamente cómo los miembros de pivote 202 se sujetan a los miembros de recepción 204 de la Figura 10B. La Figura 10C ilustra simplemente cómo el hueco 172 separa los extremos de la configuración de

mordaza 200 con el fin de proporcionar un mecanismo de vinculación entre la espita 164, las bolas de recepción 166 y el miembro de bloqueo 162.

5 Haciendo referencia a la Figura 11, un diagrama de bloques de un primer ejemplo de circuitos de control y potencia para un generador ultrasónico en modo torsional, de acuerdo con la presente divulgación se presenta.

10 El diagrama de bloques 220 incluye un primer módulo de bloques aislamiento 222, el módulo de acondicionamiento de señal 224, el módulo de digitalización 226, el módulo de algoritmos de software 228, el módulo de generador de señal DDS 230, el módulo amplificador de potencia 232, el segundo módulo de bloques de aislamiento 234, el módulo de detección de corriente 250, el módulo de detección de potencia 260, y el módulo de detección de amplitud 270. El módulo de detección de corriente 250, el módulo de detección de potencia 260, y el módulo de detección de amplitud 270 se pueden denominar colectivamente como un transductor de salida 240.

15 Por lo general, un generador eléctrico tiene la capacidad de accionar los sistemas en modo torsional, tales como los descritos en las Figuras 1-8. Por ejemplo, un chip DDS (síntesis digital directa) controlado por procesador 230 puede accionar un amplificador de potencia en modo de conmutación 232 acoplado a un transductor en modo torsional 240 a través del transformador e inductores de adaptación de impedancia 250, 260, 270. El circuito de adaptación, que incorpora componentes de supervisión de corriente y tensión y que incluye circuitos de aislamiento apropiados 222, 234, se muestra en la Figura 11.

20 A fin de asegurar la selección del modo correcto, las señales de salida de los circuitos de supervisión de corriente y desplazamiento 250, 260, 270 se comparan durante una amplia exploración de frecuencia. La amplitud de desplazamiento 270 del transductor se supervisa por medio de sensores cerámicos piezoeléctricos 5 y 6 se monta en la bocina12, como se muestra en las Figuras 1 y 2. La señal del sensor 22, situado en el eje bocina, da forma única a una salida mínima cuando el transductor es una resonancia torsional. La salida del sensor 24 es un máximo en la resonancia torsional. Por el contrario las salidas de cada sensor 22, 24 estarían en un máximo cuando la bocina12 está a una resonancia longitudinal.

30 Haciendo referencia a la Figura 12, se presenta un diagrama de bloques de un segundo ejemplo de circuitos de control y potencia para un generador ultrasónico en modo torsional, de acuerdo con la presente divulgación.

35 El diagrama de bloques 300 incluye un transductor de salida 302, un sensor 304, un sensor de corriente 310, un sensor de potencia 320, un sensor de amplitud 330, algoritmos 340, una primera salida 342, una segunda salida 344, y una señal de potencia de accionamiento 346.

40 La principal importancia de esta segunda realización de los circuitos de control y potencia para el generador ultrasónico en modo torsional 300 es que se refleja la variación de la corriente del transductor a medida que la frecuencia del generador pasa a través de resonancia torsional. Mediante la comparación de estas trazas, es por tanto posible detectar la resonancia torsional con absoluta certeza. Claramente, cualquiera de las señales de amplitud de la corriente se puede utilizar como un medio para efectuar el control de resonancia. Sin embargo, un resultado más útil se obtiene mediante el uso de la corriente y tensión de carga instantánea para calcular la potencia instantánea. Además, un algoritmo de sintonización se puede escribir después para seleccionar la resonancia coincidente con la potencia máxima y algoritmos de bucle de control se pueden escribir para las características de sintonización generales y precisas.

45 Haciendo referencia a la Figura 13, se presenta un diagrama esquemático de un ejemplo alternativo de un transductor en modo torsional que tiene una pila extendida con dos espitas roscadas, una situada en un extremo proximal y una situada en un extremo distal de un eje roscado, de acuerdo con la presente divulgación.

50 El transductor en modo torsional 400 es sustancialmente similar al transductor en modo torsional 11 de la Figura 2 y, por tanto, solo se describirá adicionalmente en la presente memoria en la medida necesaria para identificar diferencias en la construcción y/o uso. El transductor en modo torsional 400 de la Figura 13 incluye una bocina 12, un elemento roscado 14, anillos de cerámica 16, electrodos 18, una placa posterior 20, un primer sensor 22, y un segundo sensor 24. El transductor 400 incluye además una espita roscada 32 situada en un orificio cónico 34. Además, y en contraste con la Figura 2, el transductor 400 incluye una segunda espita roscada 410 en el extremo distal del eje roscado 420.

60 En este ejemplo alternativo ejemplar, el eje roscado 420 está provisto de espitas de apriete 32, 410 (o tuercas) tanto en su extremos proximal como distal. Esto permite que el conjunto de pila se comprima adicionalmente mientras todavía está montado en la bocina 12. También, se puede utilizar espitas/tuercas intercambiables 32, 410 en el extremo libre del conjunto de pila, que tienen diferentes tamaños y masas, permitiendo la variación de la masa que se sintonice la frecuencia resonante producida por el conjunto de pila. En pilas existentes, uno simplemente construye una pila, y luego comprueba qué frecuencia produce y la sintonización puede llevarse a cabo mediante el intercambio de la espita/tuerca 32, pero esto es menos conveniente debido a que se necesita separar el conjunto de pila de la bocina 12 para acceder a la tuerca 32. En contraste, tener un eje roscado 420 con espitas opuestas 32, 410 permite una mayor versatilidad en el montaje y la fabricación.

5 En conclusión, la resonancia de sintonización requiere circuitos del generador más críticamente refinados y algoritmos de sintonización capaces de diferenciar entre las características de resonancia nítidamente definidas. Los ejemplos ejemplares proporcionan una sintonización eficaz de las características de resonancia de uno o más componentes de una herramienta quirúrgica con el fin de proporcionar selectivamente vibraciones/ondas torsionales puras y/o vibraciones/ondas longitudinales y/o vibraciones/ondas de flexión.

10 Se ha entendido que las realizaciones ilustradas tienen una finalidad ejemplar, y que existen numerosas otras configuraciones de conjuntos de transductor/guía de ondas. Por consiguiente, las realizaciones ilustradas y descritas no pretenden limitar el alcance del contenido de la invención únicamente a las realizaciones, la invención se define en las reivindicaciones adjuntas.

15 También se debe entender que las disposiciones de transductor/guía de ondas descritas en la presente memoria pueden utilizarse en conexión en una amplia variedad de aplicaciones fuera de las implementaciones aquí descritas. Por ejemplo, las disposiciones de transductor/guía de onda descritas en la presente memoria se pueden utilizar en cooperación con otras disposiciones de transductor/guía de ondas conocidas. Las disposiciones de transductor/guía de ondas descritas en la presente memoria pueden también ser útiles para aplicaciones no humanas.

20 La presente divulgación incluye, también, como un ejemplo adicional, un medio legible por ordenador que almacena instrucciones programables configuradas para ser ejecutadas por al menos un procesador para realizar los métodos descritos en la presente memoria de acuerdo con la presente divulgación. El medio legible por ordenador puede incluir una memoria flash, CD-ROM, un disco duro, etc.

25 Se apreciará que las variaciones de las características y funciones anteriormente descritas y otras, o alternativas de las mismas, pueden combinarse de manera deseable en muchos otros sistemas o aplicaciones diferentes. Diversas alternativas, modificaciones, variaciones o mejoras de la misma actualmente imprevistas o no anticipadas pueden realizarse posteriormente por los expertos en la materia, lo que también pretende abarcarse por las siguientes reivindicaciones.

30 Aunque las realizaciones ilustrativas de la presente divulgación se han descrito en la presente memoria con referencia a los dibujos adjuntos, se ha de entender que la descripción no está limitada a esas realizaciones precisas, y que otros diversos cambios y modificaciones pueden efectuarse en la misma por un experto en la materia sin apartarse del alcance de la invención, como se define por las reivindicaciones adjuntas.

35 Los expertos en la materia, teniendo el beneficio de las enseñanzas de la presente divulgación tal como se establece en la presente memoria y se exponen anteriormente, pueden efectuar modificaciones al respecto. Tales modificaciones deben interpretarse como estando comprendidas dentro del alcance de la presente divulgación, como se define por las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Una herramienta quirúrgica que comprende medios de guía de ondas alargados (56, 102) conectados o conectables operativamente en un extremo proximal a un medio de generación de vibraciones ultrasónicas (10, 11, 12, 13, 15) y provistos de un extremo distal adyacente con un elemento operativo (100, 130, 140), en la que el medio de guía de ondas (56, 102) tiene un primer diámetro, el elemento operativo (100, 130, 140) comprende un elemento efector alargado (66) que tiene un segundo diámetro, menor que dicho primer diámetro, y un extremo proximal del elemento efector (66) define una primera unión de paso (126) situada sustancialmente en un plano nodal de las vibraciones ultrasónicas generadas en el medio de guía de ondas (56, 102), **caracterizada por que** el elemento operativo (100, 130, 140) comprende además una porción intermedia alargada que se extiende entre el medio de guía de ondas (56, 102) y el elemento efector (66) y que tiene un tercer diámetro intermedio entre dicho primer y segundo diámetros, definiendo dicha porción intermedia dicha primera unión de paso (126) con el elemento efector (66) en su extremo distal y definiendo una segunda unión de paso (124) con el medio de guía de ondas (56, 102) en su extremo proximal.
2. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con la reivindicación 1, **caracterizada por que** la segunda unión de paso (124) se sitúa sustancialmente en un plano antinodal de las vibraciones ultrasónicas en el medio de guía de ondas (56, 102).
3. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con cualquiera de la reivindicación 1 o la reivindicación 2, **caracterizada por que** la porción intermedia tiene una longitud que corresponde sustancialmente a un cuarto de la longitud de onda de las vibraciones ultrasónicas en su interior.
4. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** el elemento efector (66) tiene una longitud que corresponde sustancialmente a un cuarto de longitud de onda de las vibraciones ultrasónicas en su interior.
5. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** el elemento efector (66) se extiende coaxialmente con el medio de guía de ondas (56, 102).
6. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 4, **caracterizada por que** al menos una parte (114) del elemento efector (66) se extiende en una curva lejos un eje longitudinal del medio de guía de ondas (56, 102).
7. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** el elemento efector (66) tiene dicho segundo diámetro adyacente a la primera unión de paso (126), pero disminuye en diámetro hacia su extremo distal (70, 128).
8. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** el medio para generar vibraciones ultrasónicas (10, 11, 13, 15) es accionado por el medio de accionamiento eléctrico en modo de pulso.
9. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** el elemento efector (66) se perfila así para minimizar las vibraciones en modo no torsional en su interior.
10. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** el elemento efector (66) está provisto de un par adyacente de medios de ranurado alargados que se extienden proximalmente desde su extremo distal (70, 128), estando dichos medios de ranurado adaptados para enfocar la energía ultrasónica en el tejido adyacente para soldar o coagular dicho tejido y definir entre los mismos medios de canto alargados adaptados para cortar el tejido puesto en contacto con los mismos.
11. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con la reivindicación 10, **caracterizada por que** dichos medios de ranurado se extienden a lo largo de una porción distal curvada (114) del elemento efector (66).
12. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 9, **caracterizada por que** el elemento efector (66) está provisto de una cara operativa alargada generalmente plana (136) que se extiende sustancialmente en paralelo a un eje del elemento efector (66), estando dicha cara operativa (136) adaptada para transmitir energía ultrasónica al tejido que se pone en contacto o se mantiene contra la cara (136) con el fin de soldar o coagular dicho tejido para, preferentemente, separar el tejido.
13. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con la reivindicación 12, **caracterizada por que** dicha cara operativa (136) comprende dos facetas sustancialmente planas (148a, 148b) que coinciden a lo largo de un canto longitudinal de poca profundidad (145).
14. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con cualquiera de la reivindicación 12 o la reivindicación 13, **caracterizada por que** el elemento efector (66) se activa con vibraciones ultrasónicas pulsadas.

15. Una herramienta quirúrgica de acuerdo con una cualquiera de las reivindicaciones anteriores, **caracterizada por que** el medio de generación de vibraciones ultrasónicas (10, 11, 13, 15) al que el medio de guía de ondas (56, 102) se conecta o puede conectarse comprende un medio de generación de vibraciones ultrasónicas en modo torsional.

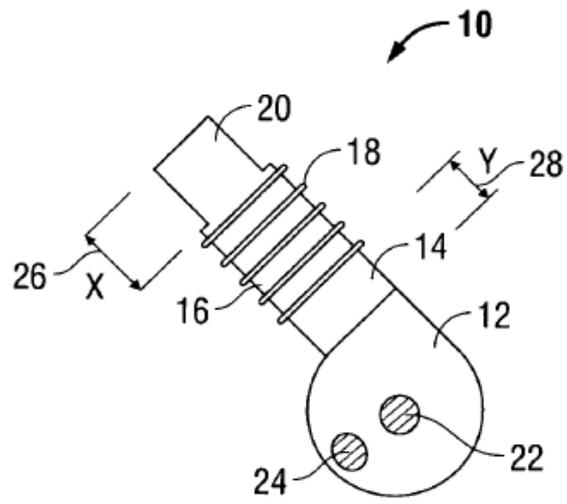


FIG. 1A

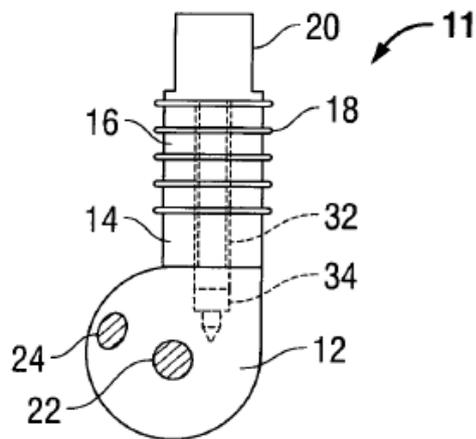


FIG. 1B

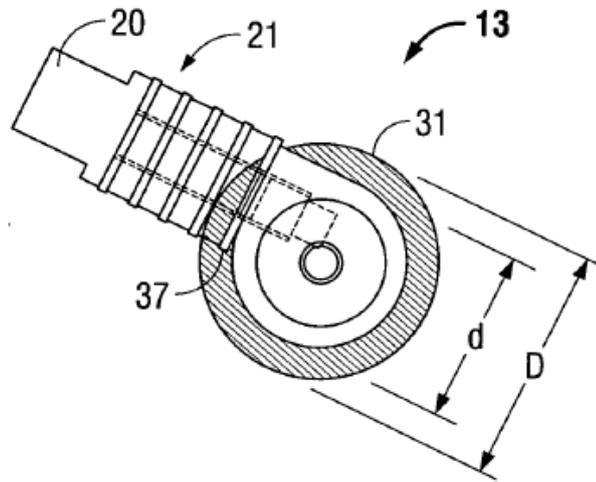


FIG. 1C

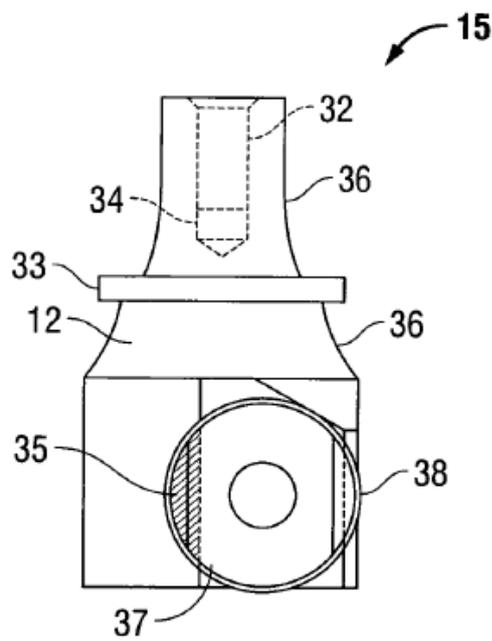


FIG. 2

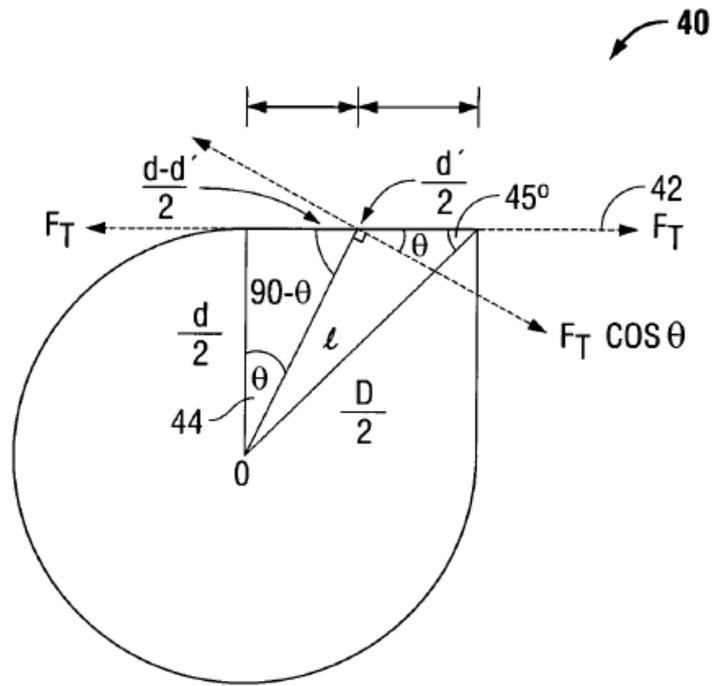


FIG. 3

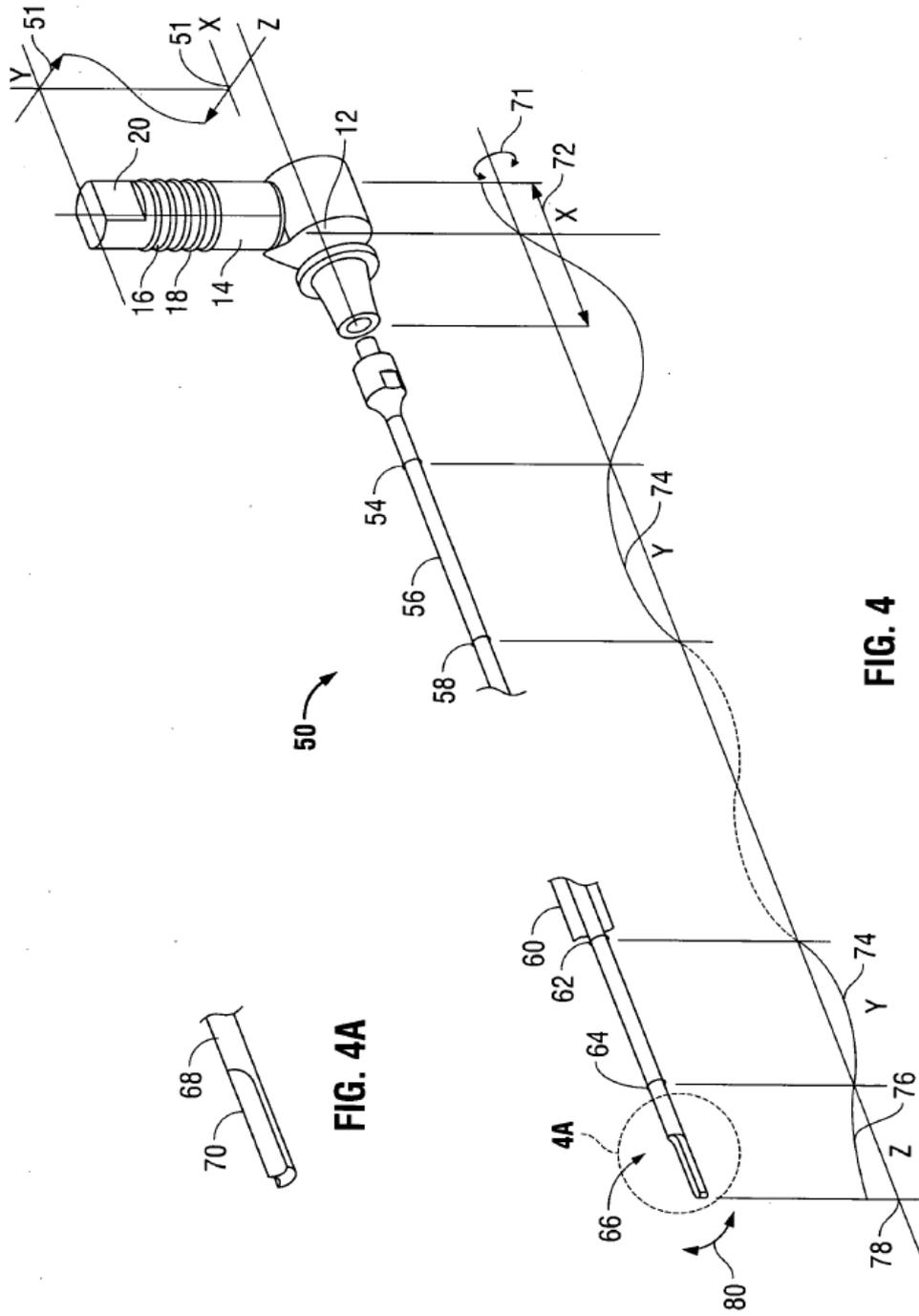


FIG. 4

FIG. 4A

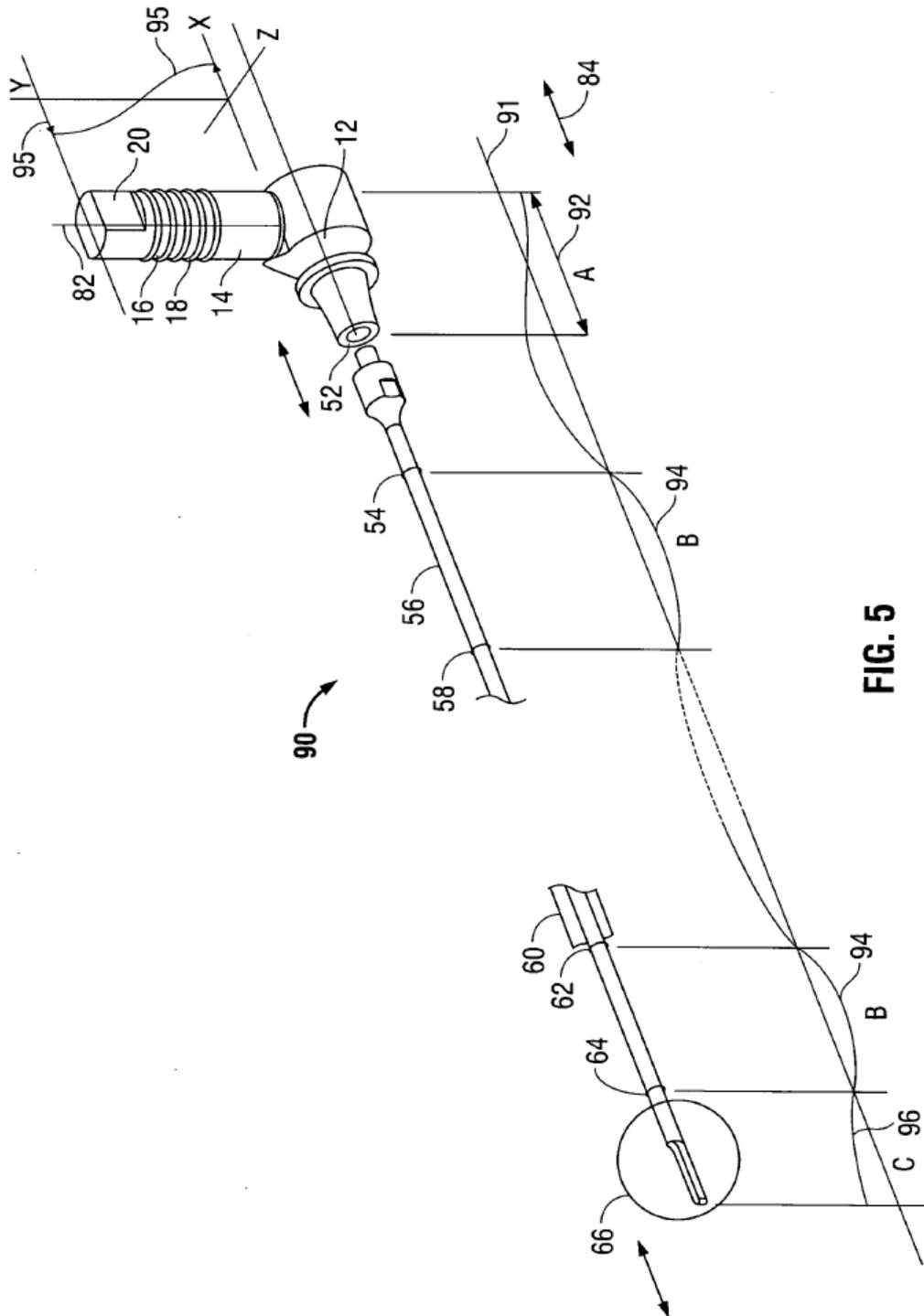


FIG. 5

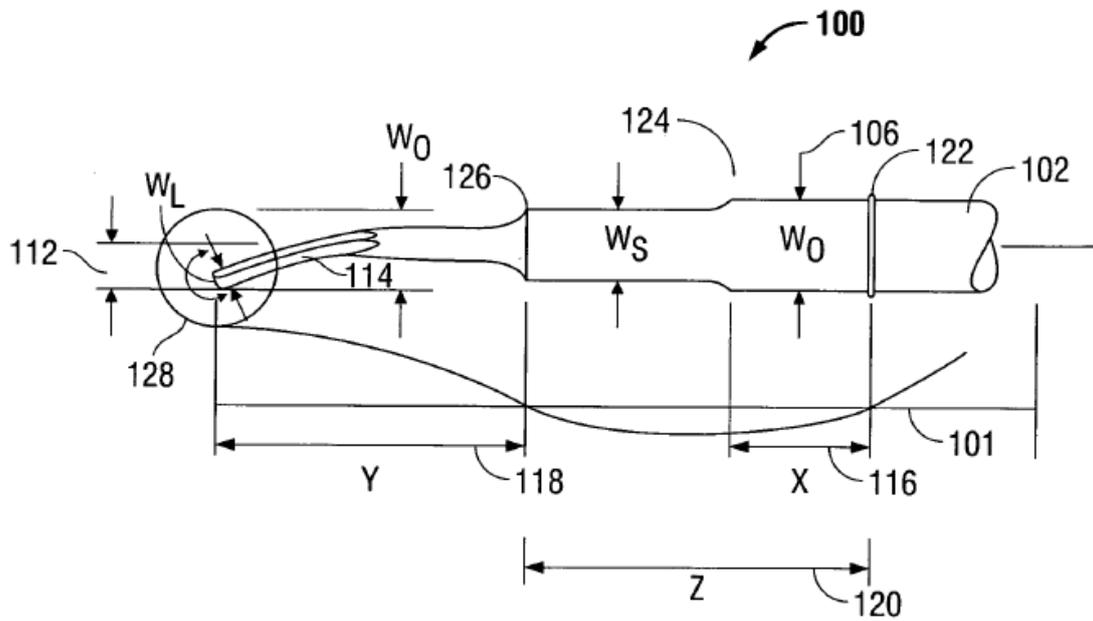
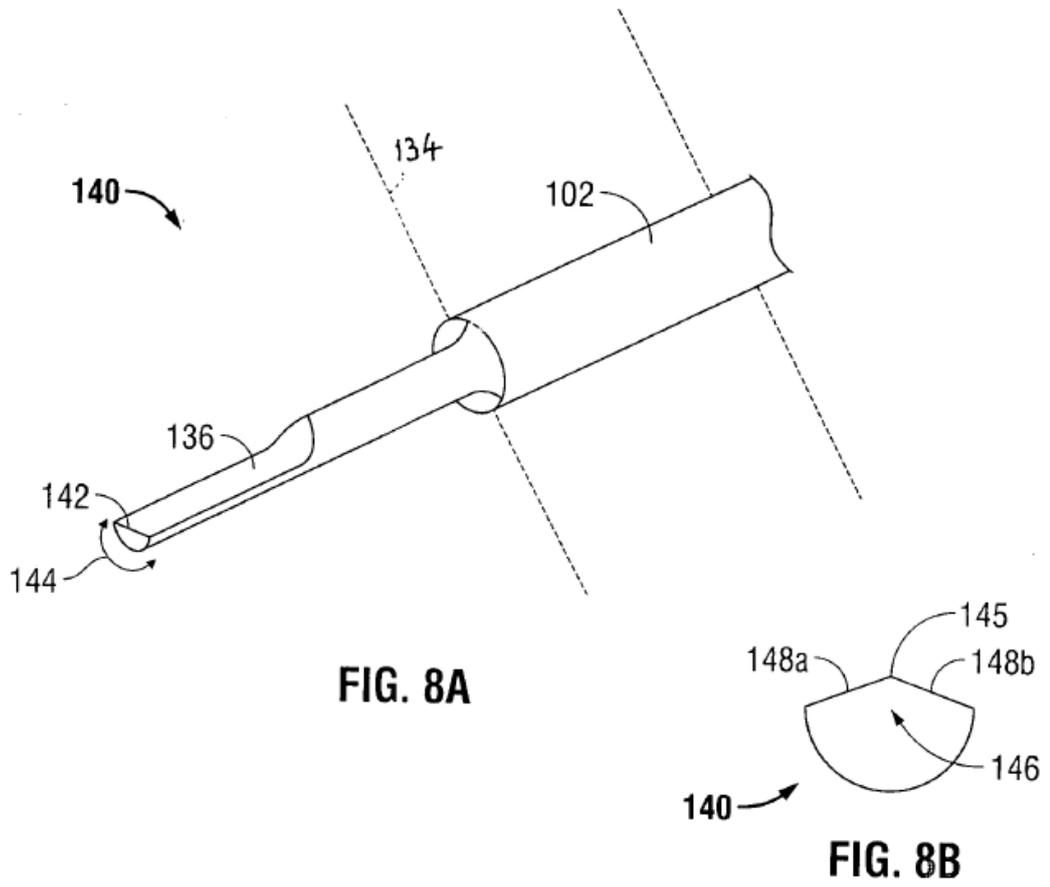
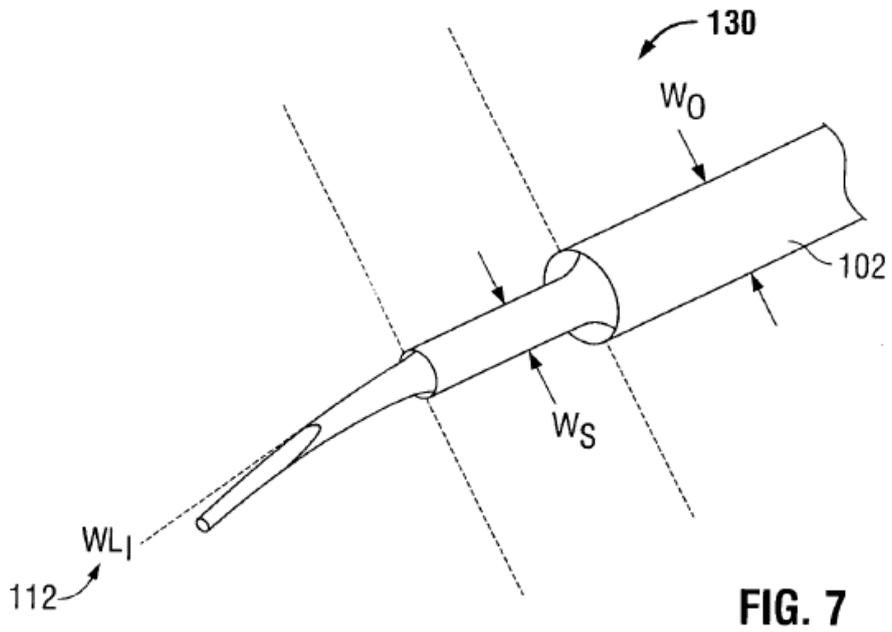


FIG. 6



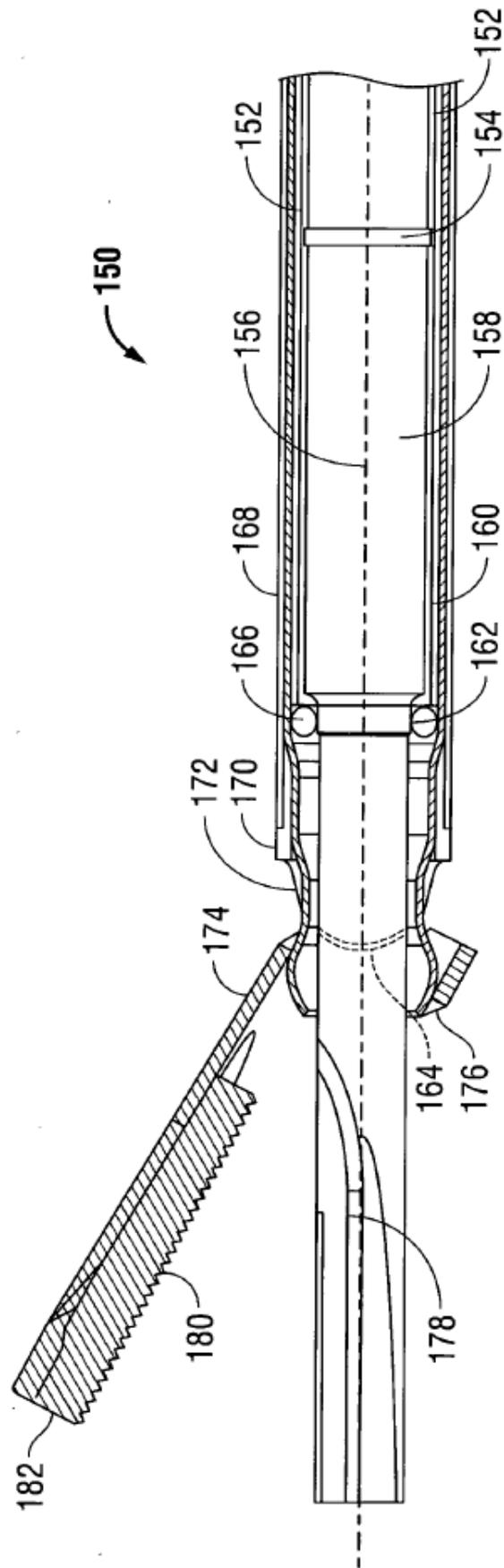


FIG. 9

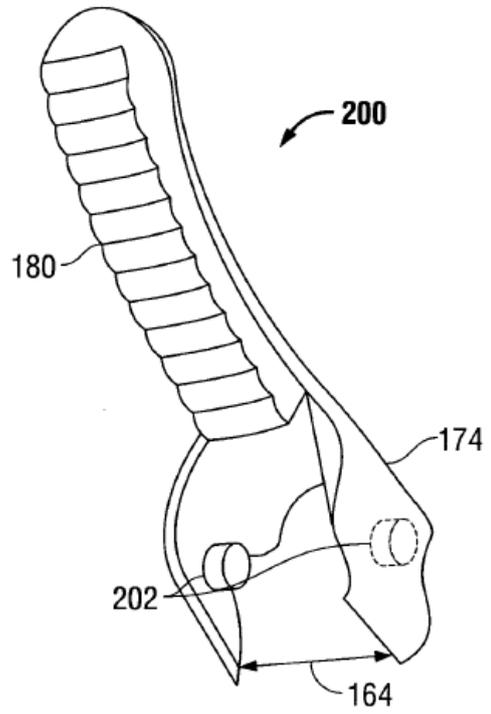


FIG. 10A

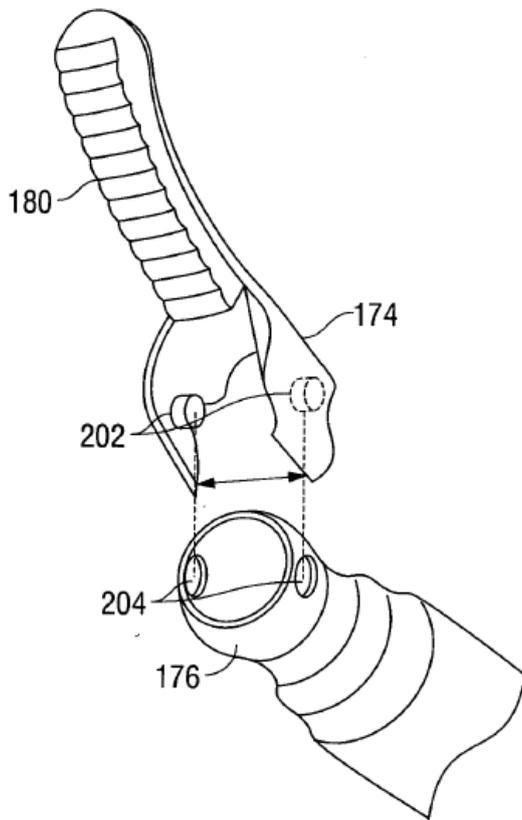


FIG. 10B

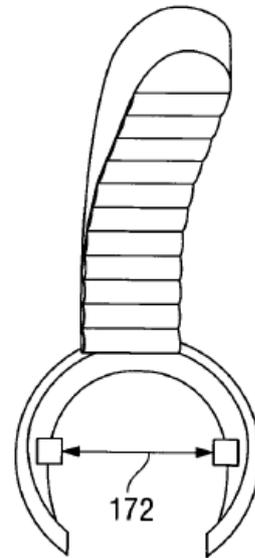


FIG. 10C

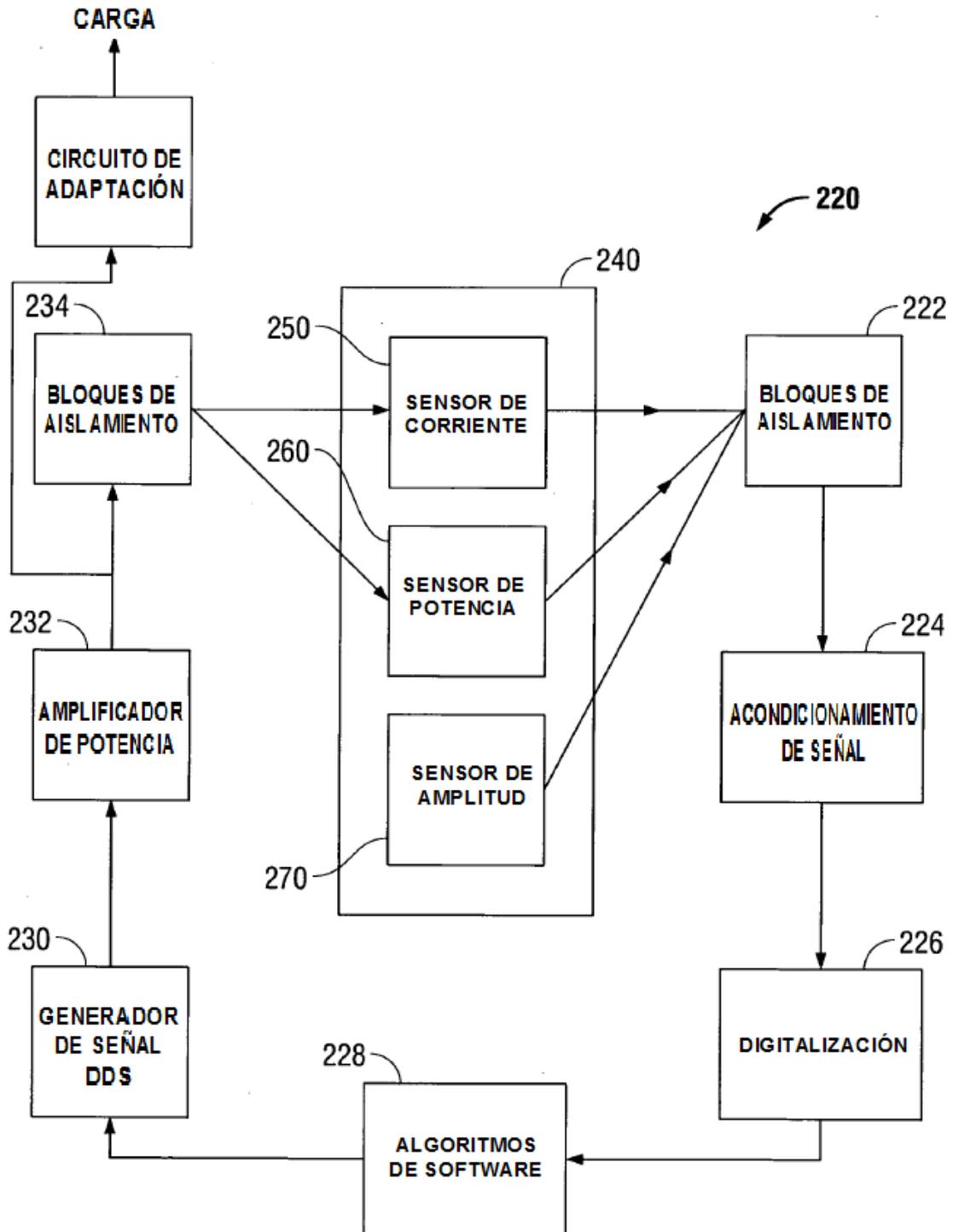


FIG. 11

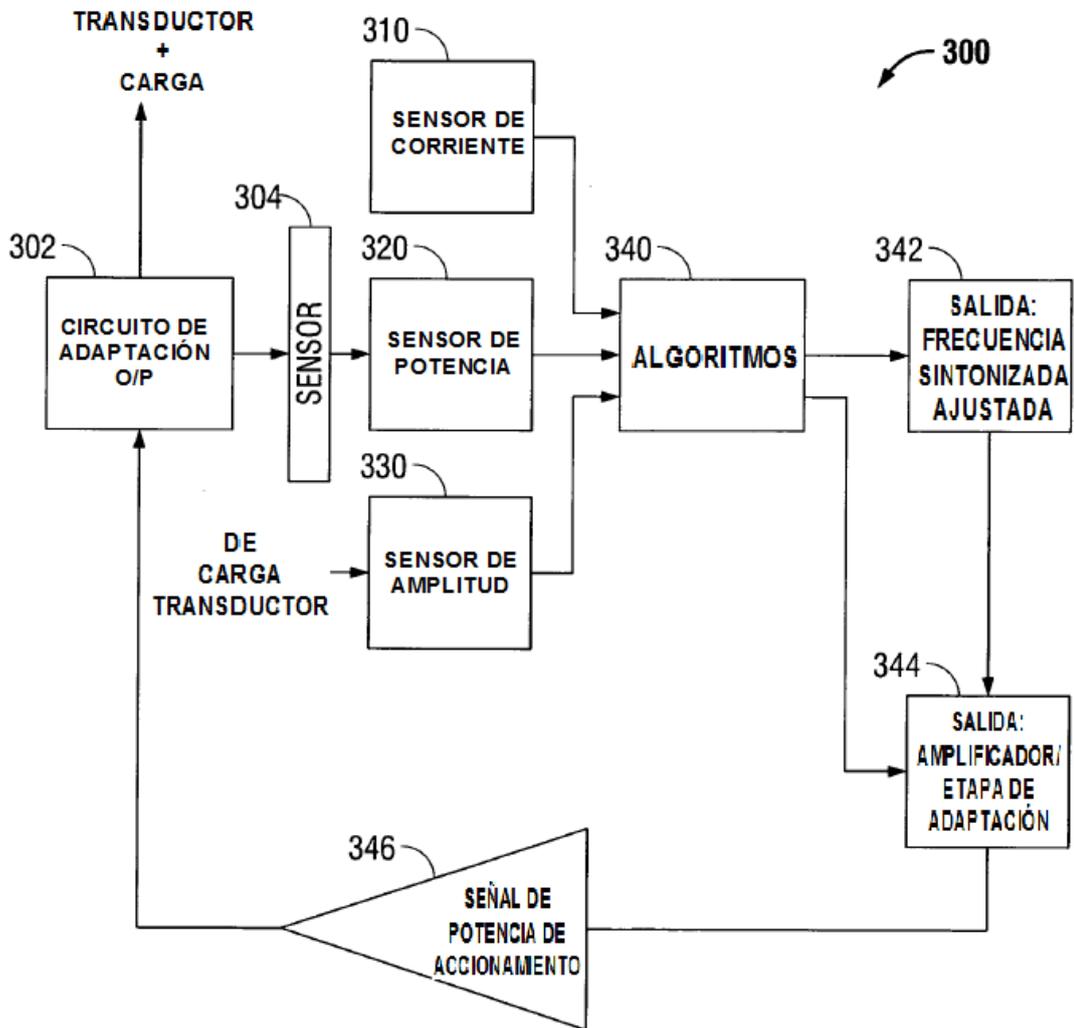


FIG. 12

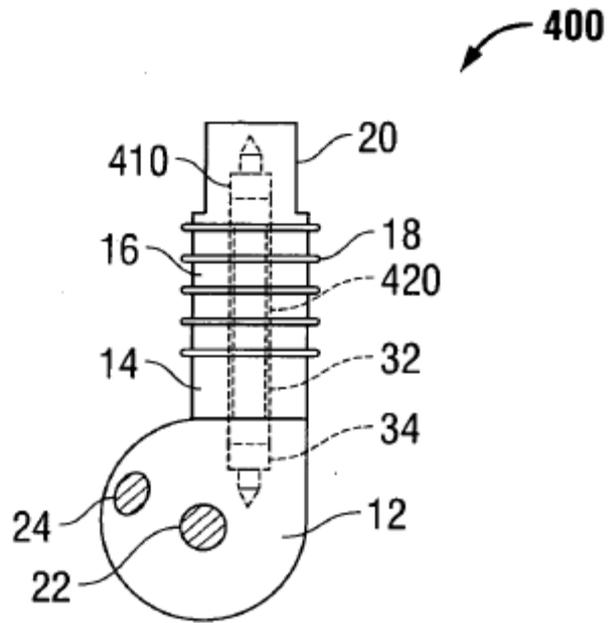


FIG. 13