

19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 013 115**

51 Int. Cl.:

A61B 17/32 (2006.01)

A61B 18/04 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **07.12.2017** **PCT/CN2017/115037**

87 Fecha y número de publicación internacional: **13.06.2019** **WO19109308**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **07.12.2017** **E 17934253 (0)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **22.01.2025** **EP 3721819**

54 Título: **Conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
11.04.2025

73 Titular/es:

BEIJING SMTP TECHNOLOGY CO., LTD.
(100.00%)

Room 1001, Electronic Information Mansion, No.6
Zhongguancun South Street, Haidian District
Beijing 100083, CN

72 Inventor/es:

CAO, QUN;
HU, XIAOMING;
ZHAN, SONGTAO;
FENG, ZHEN y
LI, CHUNYUAN

74 Agente/Representante:

ELZABURU, S.L.P

ES 3 013 115 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

Conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas

Campo técnico

5 La presente divulgación se refiere al campo técnico de los instrumentos médicos y, en particular, a una cabeza de escalpelo ultrasónico, un conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas y un sistema ultrasónico de hemostasia y corte.

Antecedentes

10 En comparación con los escalpelos comunes y otros instrumentos quirúrgicos energéticos, los sistemas ultrasónicos de hemostasia y corte tienen ventajas tales como la facilidad de operación, la pequeña área de trauma quirúrgico, la ausencia de humo, la menor cantidad de sangrado, la alta precisión de la cirugía y la rápida recuperación posoperatoria, y se han utilizado ampliamente en cirugía.

15 Durante la coagulación o el corte, la uniformidad microscópica de la temperatura de los sistemas ultrasónicos de hemostasia y corte depende principalmente de la velocidad de difusión de la temperatura dentro de los tejidos y de la uniformidad de la generación de calor por fricción causada por las vibraciones ultrasónicas. Las puntas de los escalpelos ultrasónicos de los sistemas ultrasónicos de hemostasia y corte existentes son cortadores rectos, y las cabezas de los escalpelos ultrasónicos sólo producen vibraciones longitudinales. Cuando la punta del escalpelo ultrasónico está en una posición equilibrada, el espacio entre la punta del escalpelo ultrasónico y un brazo de apriete es mínimo y la presión de apriete de la punta del escalpelo ultrasónico y el brazo de apriete sobre un tejido biológico se maximiza, como se muestra en la Figura 7(a). Según el principio de vibración ultrasónica longitudinal, cuanto más
20 lejos de la punta del escalpelo ultrasónico, menor será la amplitud longitudinal. Cuando se usa el escalpelo ultrasónico para cortar el tejido biológico, la presión de apriete de la punta del escalpelo y el extremo del escalpelo sobre el tejido también variará con el espesor del tejido apretado, el cambio en la posición en la que el tejido es apretado por la cabeza del escalpelo ultrasónico y el cambio en la elasticidad del tejido después del calentamiento y la desnaturalización. Como resultado, el calor generado por la vibración ultrasónica difiere mucho y la temperatura dentro
25 del tejido que se está cortando o coagulando no es uniforme, de modo que hay una diferencia relativamente grande en los efectos de coagulación y corte de la cabeza del escalpelo ultrasónico en diferentes posiciones. Por ejemplo, cuando la hemostasia o el corte se realizan en un tejido biológico, tal como un vaso sanguíneo de gran diámetro, existe un estado en el que la hemostasia o el corte se han realizado en la posición que está siendo cortada por la punta del escalpelo, pero la hemostasia aún no se ha realizado en las posiciones restantes. En este caso, si la
30 operación de corte continúa, el tejido en la posición que está siendo cortada por la punta del escalpelo puede sobrecalentarse y provocar efectos adversos tales como la carbonización a alta temperatura, lo que puede poner en peligro la seguridad del paciente.

35 El documento US 2007/0060926 A1 divulga un dispositivo de corte oftalmológico que tiene una sección de soporte de base y una punta con una sección de cuchilla. La sección de cuchilla tiene unos bordes superior e inferior y un borde delantero libre de aspiración que se extiende entre éstos, teniendo el borde superior una extensión longitudinal más corta en comparación con el borde inferior y descendiendo el borde delantero desde un extremo distal del borde superior hasta un extremo distal del borde inferior.

40 El documento US 2011/0278988 A1 divulga un aparato para generar vibraciones ultrasónicas en modo torsional para activar una herramienta que se puede hacer vibrar por ultrasonidos. Una bocina está montada coaxialmente a una cara distal de una primera unidad transductora. Una guía de ondas delgada, alargada y cilíndrica se extiende desde la bocina hasta un efector final en una punta distal de la herramienta. Hay una serie de nodos a lo largo de la guía de ondas.

45 El documento WO 2017/027853 A1 divulga un dispositivo quirúrgico ultrasónico que incluye una guía de ondas alargada que tiene un eje longitudinal y un extremo distal, y una cuchilla que se extiende alejándose del extremo distal de la guía de ondas, incluyendo la cuchilla una parte curva que tiene al menos cinco caras que se extienden longitudinalmente a lo largo de al menos una parte de la longitud de la cuchilla.

50 El documento US 2003/0125620 A1 divulga un instrumento quirúrgico que comprende un mecanismo de oscilación ultrasónica para generar una vibración ultrasónica, una bocina acoplada al mecanismo de oscilación ultrasónica para amplificar la vibración transmitida desde el mecanismo de oscilación ultrasónica, un mecanismo de conversión de vibraciones para convertir la vibración transmitida desde el mecanismo de oscilación ultrasónica en una vibración compuesta.

55 El documento US 2001/0047166 A1 divulga un sistema de disección de tejidos por ultrasonidos que proporciona un movimiento longitudinal y torsional combinado de las puntas, junto con una irrigación y aspiración, para mejorar el corte de tejido biológico resistente.

Compendio de la divulgación

La presente divulgación proporciona un conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas y un sistema ultrasónico de hemostasia y corte para resolver el problema de los efectos deficientes de corte y hemostasia en tejidos biológicos, tales como vasos sanguíneos grandes, en la técnica anterior.

El objetivo de la presente invención puede lograrse mediante las materias objeto según la reivindicación independiente.

5 Las reivindicaciones dependientes describen realizaciones ventajosas de la presente invención.

En un primer aspecto, la presente divulgación proporciona un conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas según la reivindicación 1.

Además, la ranura de guía de vibraciones puede configurarse como una ranura achaflanada, que avance en espiral a lo largo de un eje de ultrasonidos y cuyo paso sea uniforme o no uniforme.

10 Además, la relación entre el paso de la ranura de guía de vibraciones y la longitud de onda de una vibración ultrasónica puede ser de 0,2 ~ 2.

Además, la ranura achaflanada puede tener la forma de un trapecioide, un semicírculo o un triángulo.

Además, se puede prever una pluralidad de ranuras achaflanadas.

Además, las ranuras achaflanadas pueden disponerse en la cabeza del escalpelo ultrasónico a intervalos iguales.

15 Además, la punta del escalpelo ultrasónico puede tener una anchura que varíe gradualmente además de estar curvada lateralmente en su extremo puntiagudo.

Además, la anchura que varía gradualmente puede ser una anchura trapezoidal que varíe gradualmente. Además, la estructura de soporte del conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas puede comprender además un manguito exterior, un manguito interior y un cilindro de lubricación, estando la cabeza del escalpelo ultrasónico ubicada dentro del cilindro de lubricación.

20 del cilindro de lubricación.

Además, el cilindro de lubricación puede ser una carcasa de politetrafluoretileno.

En un segundo aspecto, la presente divulgación proporciona además un sistema ultrasónico de hemostasia y corte según la reivindicación 11.

25 Además, el sistema ultrasónico de hemostasia y corte puede comprender además un anfitrión, una empuñadura, un transductor ultrasónico y un interruptor de pie o un botón, comprendiendo la empuñadura un interruptor de apriete, estando conectada la cabeza del escalpelo ultrasónico del conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas de forma desmontable al transductor ultrasónico a través de una parte de conexión en un extremo posterior de la cabeza del escalpelo ultrasónico, y estando conectado el anfitrión eléctricamente al transductor ultrasónico mediante un cable.

30 En la presente divulgación, al diseñar la cabeza del sistema ultrasónico de hemostasia y corte en forma curvada y convertir una vibración ultrasónica longitudinal en una vibración compuesta longitudinal-torsional, por un lado, se reduce la dependencia de la uniformidad de temperatura dentro del tejido con respecto a la dirección de vibración y se aumenta la longitud efectiva de la fricción por vibración; y, por otro lado, cuando la cabeza del escalpelo ultrasónico en forma curvada se somete a una vibración torsional, las presiones de apriete del brazo de apriete son diferentes en posiciones con diferentes distancias desde la punta del escalpelo. La presión de apriete se reduce enormemente en una zona cercana a la punta del escalpelo, mientras que la presión se reduce menos en una zona alejada de la punta del escalpelo. Por lo tanto, se mejora la uniformidad de la temperatura dentro del tejido que se está cortando o coagulando, mejorando así la eficacia y la seguridad del corte y la hemostasia.

35

En la presente divulgación, el efecto de generación de calor por fricción entre la ranura de guía de vibraciones y el cilindro de lubricación se reduce aun más al prever la ranura de guía de vibraciones en el extremo posterior de la punta del escalpelo ultrasónico. Además, el proceso de montaje se simplifica al diseñar una carcasa de politetrafluoretileno en la estructura de soporte del conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas, reduciendo así el tiempo de montaje.

40

En la presente divulgación, la ley de distribución de masa de la punta del escalpelo ultrasónico a lo largo de un eje de vibración se cambia haciendo que la cabeza del escalpelo ultrasónico tenga una anchura que varíe gradualmente, de manera que se mejoren las características de distribución de presión y amplitud de la punta del escalpelo ultrasónico a lo largo del eje de vibración, mejorando aun más la uniformidad de temperatura de la punta del escalpelo ultrasónico durante la coagulación o el corte del tejido biológico, mejorando así el efecto de la hemostasia.

45

Breve descripción de los dibujos

Las Figuras 1(a)-1(d) son vistas estructurales esquemáticas de una cabeza de escalpelo ultrasónico de un conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas de la Realización 1 de la presente divulgación;

50

las Figuras 2(a)-2(d) son vistas esquemáticas de la forma de una ranura de guía de vibraciones ultrasónicas de un conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas de la Realización 1 de la presente divulgación;

la Figura 3 es una vista estructural esquemática de un conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas de la Realización 1 de la presente divulgación;

5 la Figura 4 es una vista esquemática de un sistema ultrasónico de hemostasia y corte de la Realización 1 de la presente divulgación;

la Figura 5 es una vista esquemática de un tejido biológico apretado por el sistema ultrasónico de hemostasia y corte de la Realización 1 de la presente divulgación;

10 la Figura 6 es una vista esquemática de una vibración compuesta formada a partir de vibraciones longitudinales y torsionales de la cabeza de escalpelo ultrasónico de un conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas de la Realización 1 de la presente divulgación;

la Figura 7 (a) es una vista esquemática de un espacio entre un brazo de apriete y una punta de escalpelo ultrasónico existente;

15 la Figura 7 (b) es una vista esquemática de un espacio entre un brazo de apriete y una punta de escalpelo ultrasónico de la Realización 1 de la presente divulgación;

la Figura 8 es una vista estructural esquemática de una cabeza de escalpelo ultrasónico de la Realización 2 de la presente divulgación;

la Figura 9(a) es una vista desde arriba de una punta de escalpelo ultrasónico que tiene una anchura trapezoidal que varía gradualmente de la Realización 3 de la presente divulgación; y

20 la Figura 9(b) es una vista lateral de la punta de escalpelo ultrasónico que tiene la anchura trapezoidal que varía gradualmente de la Realización 3 de la presente divulgación.

Descripción detallada de realizaciones

25 En las siguientes realizaciones, la descripción detallada y los dibujos ilustran conjuntamente cómo se implementan las realizaciones divulgadas. Debe entenderse que son factibles otras realizaciones, y las realizaciones pueden modificarse estructural o lógicamente sin apartarse del alcance de las reivindicaciones adjuntas. El alcance de la invención está definido por las reivindicaciones adjuntas.

Realización 1:

30 Se muestra una cabeza 101 de escalpelo ultrasónico, cuya estructura es la que se muestra en las Figuras 1(a), 1(b), 1(c), 6 y 8, que comprende una punta 11 de escalpelo ultrasónico, una guía 15 de ondas, una parte 13 de conexión y salientes 14 de nodo de vibración, en donde la punta 11 de escalpelo ultrasónico está dispuesta delante de la guía 15 de ondas, la parte 13 de conexión está dispuesta detrás de la guía 15 de ondas, los salientes 14 de nodo de vibración están dispuestos en la guía 15 de ondas, la punta 11 de escalpelo ultrasónico está curvada lateralmente en un extremo puntiagudo de la misma y está prevista una ranura 12 de guía de vibraciones en la guía 15 de ondas. Entre los componentes anteriores, la punta 11 de escalpelo ultrasónico se usa para realizar operaciones de corte y hemostasia en un tejido biológico 401; la ranura 12 de guía de vibraciones se usa para convertir una vibración longitudinal de un transductor ultrasónico en una vibración compuesta longitudinal-torsional; la parte 13 de conexión se usa para conectar la cabeza de escalpelo ultrasónico al transductor ultrasónico para lograr la propagación continua de la vibración ultrasónica, lo que es conveniente para que un cirujano realice operaciones de limpieza y desinfección, y la parte 13 de conexión puede ser roscas de conexión; los salientes 14 de nodo de vibración se utilizan para soportar la cabeza 101 de escalpelo ultrasónico y reducir la fricción entre la cabeza 101 de escalpelo ultrasónico y la estructura de soporte durante la vibración, y el número de salientes de nodo de vibración no está limitado; y la guía 15 de ondas se usa para propagar la vibración ultrasónica. La ranura 12 de guía de vibraciones puede preverse entre dos salientes 14 de nodo de vibración de la guía 15 de ondas, o puede preverse en otra ubicación de la guía 15 de ondas.

45 Además, como se muestra en la Figura 1(d), la ranura 12 de guía de vibraciones ultrasónicas está configurada como una ranura achaflanada que avanza en espiral a lo largo de un eje de ultrasonidos, y la forma de la ranura achaflanada puede ser un trapecioide, un semicírculo o un triángulo, como se muestra en las Figuras 2(a)-(d). El paso puede ser uniforme o no uniforme. Preferiblemente, la relación entre el paso de la ranura de guía y la longitud de onda de la vibración ultrasónica es de 0,2 ~ 2. El número de ranuras de guía es de al menos una. Preferiblemente, las ranuras de guía están dispuestas a intervalos iguales en una dirección circunferencial de la cabeza del escalpelo ultrasónico.

50 Además, como se muestra en las Figuras 3 y 5, en esta realización se divulga además un conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas, que comprende una cabeza 101 de escalpelo ultrasónico, una estructura de soporte y un brazo 102 de apriete. El brazo 102 de apriete está ubicado en un extremo frontal de la estructura de soporte. La estructura de soporte comprende un manguito exterior 106, un manguito interior 107 y un cilindro 108 de lubricación. Un extremo posterior de la cabeza 101 de escalpelo ultrasónico está ubicado dentro del cilindro 108 de lubricación. El

manguito interior 107 y el manguito exterior 106 forman un revestimiento exteriormente al cilindro 108 de lubricación. Los salientes 14 de nodo de vibración pueden formar un soporte para la cabeza de escalpelo ultrasónico junto con el cilindro 108 de lubricación, el manguito interior 107 y el manguito exterior 106, y también pueden reducir la generación de calor provocada por la fricción entre la cabeza de escalpelo ultrasónico y el elemento de soporte durante la vibración. Además, el cilindro 108 de lubricación también puede estar hecho de un material de bajo coeficiente de fricción, tal como una carcasa de politetrafluoretileno, para reducir aun más la fricción. Al mismo tiempo, el uso de una carcasa de politetrafluoretileno puede simplificar el proceso de montaje y reducir el tiempo necesario para el montaje en comparación con la técnica anterior, en la que cada saliente 14 de nodo de vibración está provisto de un collar.

Además, como se muestra en la Figura 4, esta realización comprende además un sistema ultrasónico de hemostasia y corte, que comprende un anfitrión 201, un conjunto 202 de propagación de vibraciones ultrasónicas, una empuñadura 203, un transductor ultrasónico 204 y un interruptor de pie o un botón 205, en donde la empuñadura 203 comprende un interruptor 105 de apriete, el anfitrión 201 está conectado al transductor ultrasónico 204 a través de un cable 301, y la cabeza 101 de escalpelo ultrasónico del conjunto 202 de propagación de vibraciones ultrasónicas está conectada de forma desmontable al transductor ultrasónico 204 a través de una parte 13 de conexión en un extremo posterior de la cabeza de escalpelo ultrasónico. El transductor ultrasónico 204 se usa para convertir una señal eléctrica de alta tensión en una vibración ultrasónica para hacer funcionar la cabeza de escalpelo ultrasónico. El anfitrión 201 se usa para detectar el acceso a la empuñadura ultrasónica, controlar y ajustar una señal de accionamiento ultrasónica de modo que el sistema ultrasónico pueda funcionar a la frecuencia de resonancia óptima y también identificar y detectar el estado de vibración de la empuñadura, por ejemplo, identificando parámetros de corriente, tensión y fase de la señal de accionamiento ultrasónica y detectando si la señal de accionamiento es de sobrecorriente, circuito abierto o cortocircuito. El anfitrión 201 puede posibilitar a un usuario realizar las operaciones de arranque, parada y otras operaciones por medio del interruptor de pie o el botón 205, para controlar la salida y la parada del ultrasonido, y también puede lograr funciones tales como el ajuste de la potencia de salida del escalpelo hemostático ultrasónico, el diagnóstico de fallos y los avisos por medio de una interfaz de operación del usuario. El cirujano manipula el interruptor 105 de apriete, accionando el brazo 102 de apriete del conjunto 202 de propagación de vibraciones ultrasónicas para que gire a través del manguito exterior 106 y el manguito interior 107. El brazo 102 de apriete y la punta 11 de escalpelo ultrasónico realizan juntos la operación de apriete en el tejido biológico 401, como se muestra en la Figura 5.

En esta realización, al prever la ranura 12 de guía de vibraciones en la cabeza 101 de escalpelo ultrasónico, la vibración longitudinal del transductor ultrasónico se puede convertir en la vibración compuesta longitudinal-torsional, de modo que la cabeza de escalpelo ultrasónico se haga vibrar longitudinalmente y se haga girar al mismo tiempo, para formar una vibración compuesta, como se muestra en la Figura 6. Al mismo tiempo, dado que la punta 11 de escalpelo ultrasónico está curvada lateralmente en su parte terminal puntiaguda, el tamaño del espacio entre la punta 11 de escalpelo ultrasónico y el brazo 102 de apriete varía periódicamente con el cambio de la vibración y la torsión cuando la punta de escalpelo ultrasónico curvada en esta realización se usa para cooperar con la vibración compuesta longitudinal-torsional. Cuando la vibración torsional alcanza el desplazamiento máximo, el espacio entre la punta 11 de escalpelo ultrasónico y el brazo 102 de apriete es el más grande, como se muestra en la Figura 7(b), momento en el que se minimiza la presión de apriete de la punta 11 de escalpelo ultrasónico y el brazo 102 de apriete en el tejido biológico, y la diferencia en la fuerza de apriete entre la parte de la punta de escalpelo y las otras partes de la cabeza se reduce en comparación con el escalpelo ultrasónico de la técnica anterior que utiliza una cabeza recta y no genera vibraciones torsionales. Como resultado, la diferencia en la cantidad de calor generado se reduce y la temperatura dentro del tejido que se está cortando o coagulando es más uniforme, lo que conduce al cierre del tejido biológico, tal como un vaso sanguíneo grande.

Realización 2:

Como se muestra en la Figura 8, a diferencia de la Realización 1, en la que la ranura de guía de vibraciones está prevista en la guía 15 de ondas, en esta realización, la ranura 12 de guía de ultrasonidos de la cabeza 101 de escalpelo ultrasónico está prevista en la punta 11 de escalpelo ultrasónico y se encuentra en un extremo posterior de la punta 11 de escalpelo ultrasónico. El efecto de generación de calor por fricción entre la ranura 12 de guía de vibraciones y el cilindro 108 de lubricación se puede reducir aun más mediante la disposición anterior.

Realización 3:

Esta realización define además la forma de la punta 11 de escalpelo ultrasónico de la cabeza 101 de escalpelo ultrasónico sobre la base de la Realización 1 o 2. Es decir, la punta 11 de escalpelo ultrasónico comprende una anchura que varía gradualmente además de estar curvada lateralmente en su extremo puntiagudo. Por ejemplo, la anchura que varía gradualmente puede ser una anchura trapezoidal que varíe gradualmente, cuya vista desde arriba es como se muestra en la Figura 9(a), en la que el extremo frontal de la punta 11 de escalpelo ultrasónico tiene una anchura mayor que la de su extremo posterior, y cuya vista lateral es como se muestra en la Figura 9(b). Con el diseño anterior, se puede cambiar la ley de distribución de masa de la punta 11 de escalpelo ultrasónico a lo largo de un eje de vibración, de manera que se mejoren las características de distribución de presión y amplitud de la punta 11 de escalpelo ultrasónico a lo largo del eje de vibración, mejorando aun más la uniformidad de temperatura de la punta 11 de escalpelo ultrasónico durante la coagulación o el corte del tejido biológico 401, mejorando así el efecto de la hemostasia.

Aunque anteriormente se han descrito en detalle diversas realizaciones, los expertos en la técnica apreciarán que se pueden usar diversas realizaciones alternativas para sustituir la divulgación específica de las realizaciones mencionadas anteriormente si están de acuerdo con las reivindicaciones adjuntas.

REIVINDICACIONES

1. Un conjunto (202) de propagación de vibraciones ultrasónicas, que comprende:
una estructura de soporte;
un brazo (102) de apriete ubicado en un extremo frontal de la estructura de soporte; y
5 una cabeza (101) de escalpelo ultrasónico, estando ubicada una parte de la cabeza (101) de escalpelo ultrasónico en la estructura de soporte, comprendiendo la cabeza (101) de escalpelo ultrasónico una punta (11) de escalpelo ultrasónico para realizar operaciones en tejido biológico y configurada para realizar una operación de apriete junto con el brazo (102) de apriete, una parte (13) de conexión y una guía (15) de ondas, en donde la
10 punta (11) de escalpelo ultrasónico está dispuesta delante de la guía (15) de ondas, y la parte (13) de conexión está dispuesta detrás de la guía (15) de ondas,
caracterizado por que la cabeza de escalpelo ultrasónico comprende además salientes (14) de nodo de vibración, estando dispuestos los salientes (14) de nodo de vibración en la guía (15) de ondas, estando la punta (11) de
15 escalpelo ultrasónico curvada lateralmente en un extremo puntiagudo de la misma con respecto al brazo de apriete, y estando prevista además una ranura (12) de guía de vibraciones en la cabeza (101) de escalpelo ultrasónico, y
en donde ranura (12) de guía de vibraciones en la punta (11) de escalpelo ultrasónico está ubicada en un extremo posterior de la punta (11) de escalpelo ultrasónico, o estando prevista la ranura de guía de vibraciones en la guía (15) de ondas y encontrándose dicha ranura entre dos salientes (14) de nodo de vibración.
- 20 2. El conjunto (202) de propagación de vibraciones ultrasónicas de la reivindicación 1, en donde la ranura (12) de guía de vibraciones está configurada como una ranura achaflanada, que avanza en espiral a lo largo de un eje de ultrasonidos y cuyo paso es uniforme o no uniforme.
3. El conjunto (202) de propagación de vibraciones ultrasónicas de la reivindicación 2, en donde la relación entre el paso de la ranura (12) de guía de vibraciones y la longitud de onda de una vibración ultrasónica es de 0,2 ~ 2.
- 25 4. El conjunto (202) de propagación de vibraciones ultrasónicas de la reivindicación 2 o 3, en donde la ranura achaflanada tiene la forma de un trapecoide, un semicírculo o un triángulo.
5. El conjunto (202) de propagación de vibraciones ultrasónicas de una cualquiera de las reivindicaciones 2 a 4, que comprende una pluralidad de ranuras achaflanadas.
6. El conjunto (202) de propagación de vibraciones ultrasónicas de la reivindicación 5, en donde la pluralidad de ranuras achaflanadas están dispuestas en la cabeza de escalpelo ultrasónico a intervalos iguales.
- 30 7. El conjunto (202) de propagación de vibraciones ultrasónicas de una cualquiera de las reivindicaciones 1 a 6, en donde la punta (11) de escalpelo ultrasónico comprende una anchura que varía gradualmente además de estar curvada lateralmente en su extremo puntiagudo.
8. El conjunto (202) de propagación de vibraciones ultrasónicas de la reivindicación 7, en donde la anchura que varía gradualmente es una anchura trapezoidal que varía gradualmente.
- 35 9. El conjunto (202) de propagación de vibraciones ultrasónicas de la reivindicación 1, en donde la estructura de soporte comprende un manguito exterior (106), un manguito interior (107) y un cilindro (108) de lubricación, encontrándose la cabeza (101) de escalpelo ultrasónico dentro del cilindro (108) de lubricación.
10. El conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas de la reivindicación 9, en donde el cilindro (108) de lubricación es una carcasa de politetrafluoretileno.
- 40 11. Un sistema ultrasónico de hemostasia y corte, que comprende un conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas de una cualquiera de las reivindicaciones 1-10.
- 45 12. El sistema ultrasónico de hemostasia y corte de la reivindicación 11, que comprende además un anfitrión (201), una empuñadura (203), un transductor ultrasónico (204) y un interruptor de pie o un botón, en donde la empuñadura (203) comprende un interruptor (105) de apriete, la cabeza (101) de escalpelo ultrasónico del conjunto de propagación de vibraciones ultrasónicas está conectada de forma desmontable al transductor ultrasónico (204) a través de una parte (13) de conexión en un extremo posterior de la cabeza de escalpelo ultrasónico, y el anfitrión (201) está conectado eléctricamente al transductor ultrasónico (204) mediante un cable.

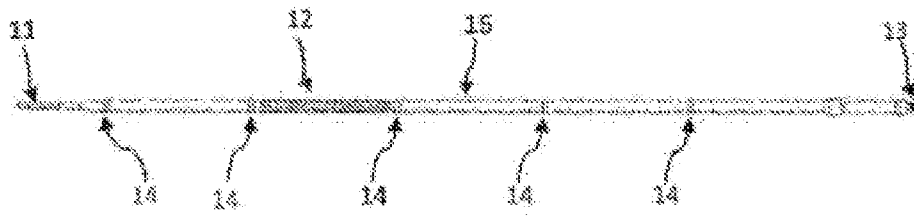


Fig. 1(a)

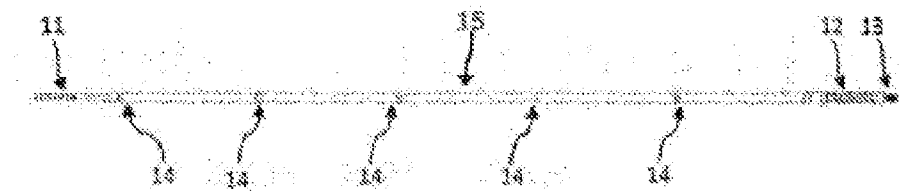


Fig. 1(b)

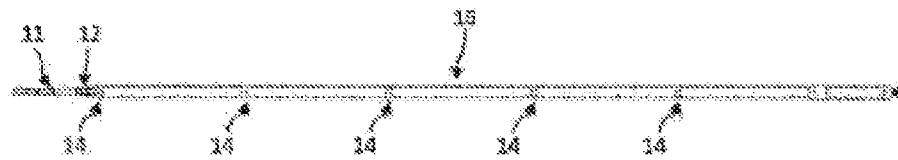


Fig. 1(c)

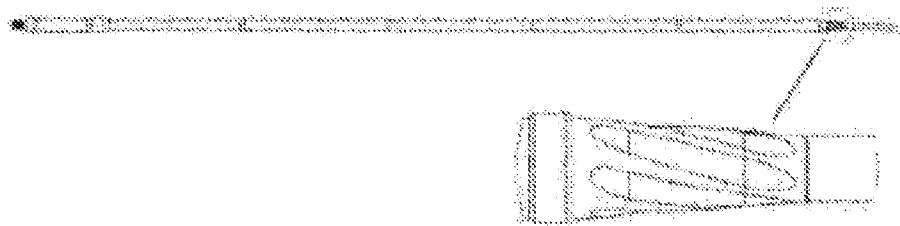


Fig. 1(d)

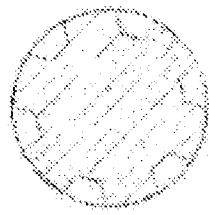


Fig. 2(a)

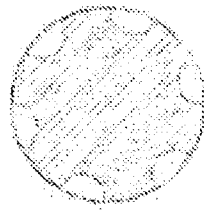


Fig. 2(b)

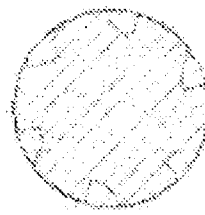


Fig. 2(c)

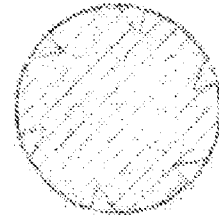


Fig. 2(d)

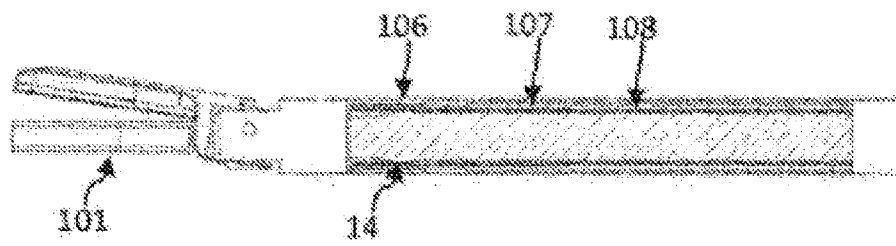


Fig. 3

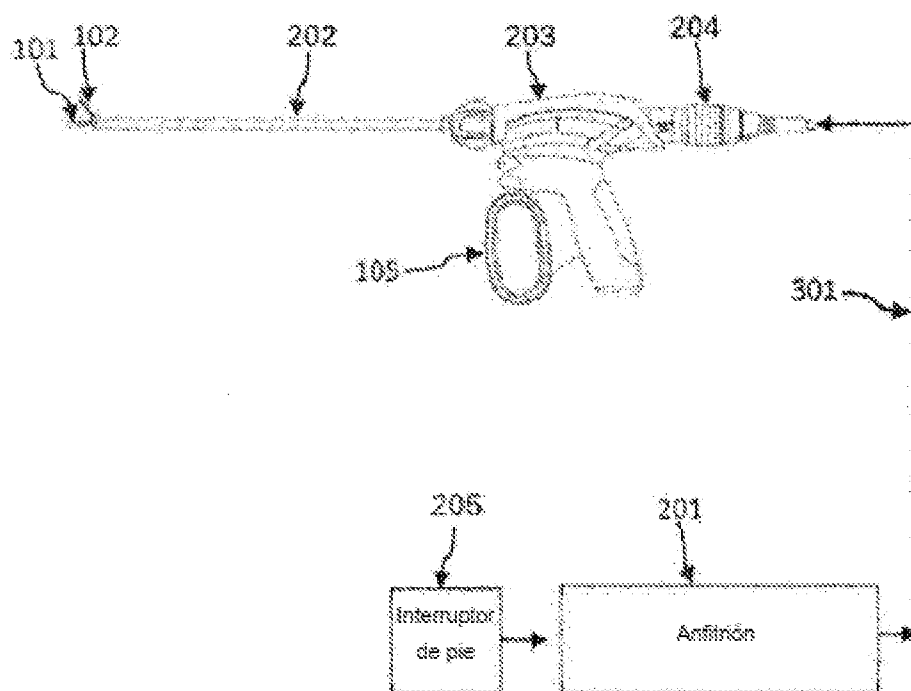


Fig. 4

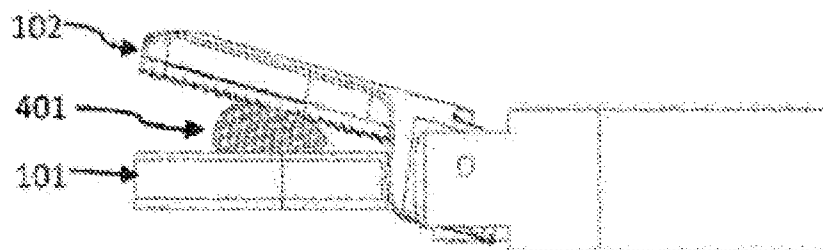


Fig. 5



Fig. 6

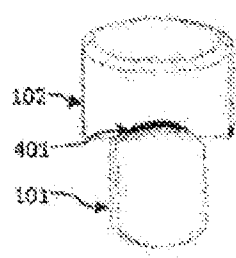


Fig. 7(a)

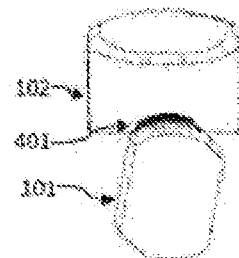


Fig. 7(b)



Fig. 8

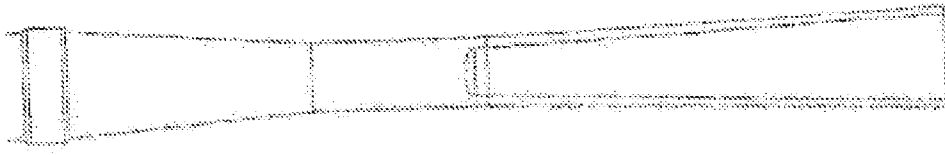


Fig. 9(a)

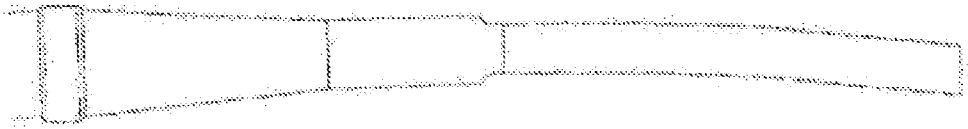


Fig. 9(b)