

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 386 776**

51 Int. Cl.:  
**A61B 17/32** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

- 96 Número de solicitud europea: **02802879 .3**  
96 Fecha de presentación: **07.11.2002**  
97 Número de publicación de la solicitud: **1450702**  
97 Fecha de publicación de la solicitud: **01.09.2004**

54 Título: **Aparato con coagulador ultrasónico tipo pinza con efector de extremo de apriete mejorada**

30 Prioridad:  
**07.11.2001 US 338271 P**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:  
**30.08.2012**

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:  
**30.08.2012**

73 Titular/es:  
**ETHICON ENDO-SURGERY, INC.  
4545 CREEK ROAD  
CINCINNATI, OHIO 45242, US**

72 Inventor/es:  
**CRAIG, Wayne, H.;  
CUMMINGS, John;  
GIORDANO, James, R.;  
HOUSER, Kevin;  
NEUFELD, Steve, K.;  
SCHWEMBERGER, Richard;  
YATES, David y  
WAMPLER, Scott**

74 Agente/Representante:  
**Carpintero López, Mario**

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).

ES 2 386 776 T3

**DESCRIPCIÓN**

Aparato con coagulador ultrasónico tipo pinza con efector de extremo de apriete mejorada

**Campo de la invención**

5 La presente invención se refiere, en general, a una almohadilla para el tejido mejorada y a la cuchilla para su uso en un instrumento quirúrgico ultrasónico, tal como un coagulador ultrasónico tipo pinza.

**Antecedentes de la invención**

10 Los instrumentos quirúrgicos ultrasónicos están encontrando aplicaciones cada vez más generalizadas en los procedimientos quirúrgicos, en virtud de las características de rendimiento únicas de tales instrumentos. Dependiendo de las configuraciones específicas de los instrumentos y de los parámetros operativos, los instrumentos quirúrgicos ultrasónicos pueden proporcionar un corte sustancialmente simultáneo de tejido y hemostasia mediante coagulación, minimizando deseablemente el trauma al paciente. La acción de corte se realiza normalmente por un efector de extremo en el extremo distal del instrumento, transmitiendo el efector de extremo energía ultrasónica a los tejidos en contacto con el mismo. Los instrumentos ultrasónicos de esta naturaleza se pueden configurar para el uso de cirugía abierta, procedimientos quirúrgicos laparoscópicos o endoscópicos.

15 Se han desarrollado instrumentos quirúrgicos ultrasónicos que incluyen un mecanismo de pinza para presionar el tejido contra el efector de extremo del instrumento y acoplar la energía ultrasónica al tejido del paciente. Un instrumento de este tipo se desvela en la Patente de los Estados Unidos N° 5.322.055.

20 Se han conocido varias configuraciones para el efector de extremo ultrasónico del tipo anterior del aparato coagulador tipo pinza. Las varias configuraciones optimizan la manera en la que el tejido está acoplado al efector de extremo o cuchilla, con especial atención a lograr el grado deseado de corte del tejido y la coagulación concomitante.

25 Con los cirujanos de instrumentación actuales se puede mejorar la velocidad de corte con estos dispositivos mediante el aumento de la fuerza de apriete del instrumento, pero esto disminuye la cantidad de coagulación que se hace en el tejido y por lo tanto disminuye la hemostasia. Este efecto es más dramático a mayores amplitudes de cuchilla para una geometría de cuchilla dada. Lograr la hemostasia de primer corte con los instrumentos ultrasónicos actualmente disponibles requiere normalmente que el cirujano aplique energía en una de un número de formas. En un caso, el cirujano puede utilizar distintos aspectos de la cuchilla (superficies romas y afiladas). Primero, aplican energía a la estructura con el instrumento en modo "romo", para coagular la estructura y, después la seccionan con el modo "afilado" del instrumento. Esto consume mucho tiempo, por lo tanto, los cirujanos más experimentados han adoptado una segunda metodología que hace un corte mejorado variando la presión aplicada a la estructura durante el curso de la aplicación de energía. La experiencia con la instrumentación actual ha demostrado que la aplicación de una presión inferior coagulará la estructura tisular, mientras que una aplicación de mayor presión seccionará la estructura tisular. Aunque este método es más rápido y proporciona una hemostasia de primer corte, puede ser a veces difícil de realizar correctamente y difícil de reproducir.

35 También se ha observado que los dispositivos ultrasónicos pueden hacer un corte desigual cuando sujetan grandes trozos de tejido. Esto ocurre porque la velocidad de la punta de los dispositivos ultrasónicos cae sinusoidalmente como una función de la distancia desde el nodo de la punta. Cuando se aplica una fuerza constante al tejido (homogéneo e isotrópico) con una cuchilla que tiene un perfil de energía que es sinusoidal, la energía suministrada al tejido tiene el mismo perfil sinusoidal. Este perfil de energía variante afecta directamente tanto los efectos de coagulación como de corte de tejido y hace que ambos de estos efectos tisulares varíen dependiendo de la localización del tejido dentro de la mandíbula.

45 En los dispositivos médicos ultrasónicos convencionales, como por ejemplo, los desvelados en la Patente de Estados Unidos N° 5.322.055, el tejido es presionado contra el lado de una cuchilla activa por un brazo de apriete o dispositivo de apriete. En esta configuración, el tejido presenta una carga de arrastre por fricción al sistema resonante. El arrastre por fricción al sistema se supera a medida que el generador aplica más energía a la cuchilla y el tejido proporcional al arrastre por fricción en el sistema. El arrastre por fricción del tejido es una función de al menos dos parámetros, la velocidad de la cuchilla y la fuerza aplicada en la interfaz tejido/cuchilla. En la mayoría de los sistemas, la velocidad de la cuchilla se selecciona por el usuario en el generador y se mantiene constante a lo largo de un corte individual. Sin embargo, la velocidad de la cuchilla varía a lo largo de la longitud de la cuchilla. En los sistemas típicos, la velocidad de la cuchilla es mayor en el extremo distal de la cuchilla y cae aproximadamente sinusoidal moviéndose proximalmente al primer nodo de guía de ondas. La fuerza en la interfaz tejido/cuchilla se crea por la compresión del tejido en la cuchilla, por el brazo de apriete, que es una función de la presión aplicada por el cirujano en la interfaz del instrumento. Por lo tanto, si un instrumento pudiese variar la compresión ejercida sobre el tejido a través de la sección transversal en un solo corte, se podría controlar la cantidad de energía entrante y por tanto, el bio-efecto tisular.

55 La compresión es importante porque el tejido es visco-elástico. Por lo tanto, cuando se comprime entre dos estructuras, tales como la cuchilla de ultrasonido y el brazo de apriete mostrará tanto propiedades viscosas como

elásticas.

- Debido a la naturaleza viscosa del tejido fluirá ligeramente fuera de las mandíbulas del instrumento. La naturaleza elástica permite que el tejido, cuando se comprime, actúe como un muelle. Esto significa que la fuerza ejercida por el tejido en ambas superficies de interfaz, el brazo de apriete y la cuchilla del instrumento, es proporcional a la distancia en que el tejido se ha comprimido. Por lo tanto, a medida que varía la distancia de compresión del tejido, varía la energía suministrada al tejido y, por tanto varía el bio-efecto alcanzado. A medida que el cirujano disminuye la fuerza de su agarre, el tejido se comprime una distancia más pequeña y la energía suministrada al tejido se reduce, dando como resultado una transferencia de energía reducida durante la coagulación del tejido. Puesto que la fuerza y, por tanto, la compresión del tejido aumentan, la energía suministrada al tejido aumenta, y se logra un corte. Sin embargo, es probable que el corte aparezca en la misma área que la coagulación, lo que puede reducir el efecto de sellado. Sería deseable proporcionar un coagulador ultrasónico tipo pinza para optimizar los efectos tisulares desvelados en el presente documento. La presente invención se dirige particularmente a una disposición mejorada del brazo de apriete, que incluye una almohadilla para el tejido que tiene una superficie de altura variable. La almohadilla para el tejido y la cuchilla de la presente invención se han desarrollado para abordar este deseo.
- La publicación de patente internacional WO-A-99/35982 desvela un instrumento quirúrgico para cortar y/o coagular tejido que incluye un conductor piezo-eléctrico para generar energía ultrasónica que comprende vibraciones en modo torsional. Una guía de ondas se conecta operativamente en un extremo proximal al conductor y se extiende una distancia de  $n \lambda T/2$  (en la que  $\lambda T$  es la longitud de onda de vibración ultrasónica en el material del generador de ondas de trabajo o guía de onda). Un extremo distal de la guía de ondas está provisto de una herramienta de corte y/o coagulación.

### **Sumario de la invención**

- La invención se refiere a un efector de extremo para un instrumento quirúrgico ultrasónico como se define en la reivindicación 1. Se describe un instrumento quirúrgico ultrasónico que combina la geometría del efector de extremo para afectar mejor las múltiples funciones de un coagulador ultrasónico tipo pinza. Estos efectores de extremo contienen una combinación de cuchillas ultrasónicas especialmente conformadas y almohadillas de apriete de tejido que se pueden utilizar en combinación o por separado y que controlan de la cantidad de corte y la coagulación que se produce durante su uso. Estas combinaciones alcanzan esto mediante el control de la cantidad de compresión que el tejido recibe a medida que se presiona contra la cuchilla activa, lo que resulta en una coagulación personalizada y el área de corte.
- En particular, la invención presenta un área de compresión diseñada para controlar la cantidad de energía suministrada a una parte específica del tejido mediante la variación de la compresión sobre el tejido con una sola aplicación de fuerza de apriete. Puesto que la fuerza de compresión es directamente proporcional a la distancia de compresión, la invención se caracteriza por un brazo de apriete con una almohadilla de interfaz de tejido que tiene una altura variada para controlar el efecto en el tejido. Al colocar el área de corte directamente entre dos áreas de coagulación, se crea un área de coagulación a cada lado del corte, aumentando la fiabilidad de la junta. En una realización alternativa, la cuchilla puede comprender una superficie de interfaz de tejido que tiene una altura variada para controlar el efecto en el tejido.
- En una realización, la invención controla tanto el área de corte como el área de coagulación en forma de una almohadilla para el tejido que tiene una sección transversal de compresión similar a un escalón. La porción más alta de la almohadilla hace que más energía se dirija al tejido y produce el corte, mientras que la porción inferior de la almohadilla produce menos compresión y provoca la coagulación del tejido.
- Como alternativa, la almohadilla para el tejido puede tener una dimensión de altura de sección transversal variable en lugar de un escalón.
- En una realización alternativa, las dimensiones de la almohadilla para el tejido cambian desde el extremo distal de la cuchilla hasta el extremo proximal de la cuchilla. En una realización, la sección elevada de la almohadilla para el tejido tiene una altura que varía desde el extremo distal de la cuchilla hasta el extremo proximal de la cuchilla. Como alternativa, la sección del área de coagulación de la almohadilla tiene una altura que varía desde el extremo distal hasta el extremo proximal de la cuchilla. En otra realización, la anchura de la sección elevada de la almohadilla para el tejido varía desde el extremo distal hasta el extremo proximal de la almohadilla para el tejido (o cuchilla).
- Además, en una realización adicional, una almohadilla para el tejido con una superficie en contacto con el tejido continuamente redondeada se opone a una cuchilla con una superficie en contacto con el tejido continuamente redondeada similar de tal modo que cuando se pone en contacto con las secciones centrales de la almohadilla para el tejido y la cuchilla entran en contacto para crear un área de corte, mientras que el resto de las dos partes crean dos áreas de coagulación en cualquier lado del área de corte. Estas áreas de coagulación, por la naturaleza curva de la almohadilla para el tejido y la cuchilla generan áreas con compresión que disminuyen en función de la distancia desde el área de corte. Esto permite una mejora en cuanto al diseño de la almohadilla para el tejido escalonada en que la presente realización se adapta a una gama más amplia de espesor del tejido.

Una realización de la invención, que no se ha reivindicado, utiliza una artesa, o superficie de apriete en forma de U. La presente realización proporciona una área de coagulación mucho más amplia que los diseños de almohadilla tipo pinza/ coagulador convencional. La superficie de apriete en forma de U asegura también que la muestra de tejido se "envuelve" en la cuchilla ultrasónica para poner al tejido en contacto con la cuchilla en el modo de compresión, independientemente de la orientación del instrumento. Teniendo la superficie de corte del tejido bajo compresión se mantiene el tejido en la mandíbula y permite un mejor sellado de las estructuras tubulares, tales como, los vasos sanguíneos.

Como será evidente para los expertos en la materia, la presente invención tiene, sin limitación, aplicación en la instrumentación quirúrgica endoscópica y abierta convencional, así como su aplicación en cirugía asistida por robots.

Estas y otras características y ventajas de la presente invención se harán evidentes a partir de la siguiente descripción más detallada, cuando se toma en conjunto con los dibujos adjuntos que ilustran, a modo de ejemplo, los principios de la invención.

**Breve descripción de los dibujos**

La invención y sus realizaciones preferidas se definen en las reivindicaciones dependientes. Sin embargo, la invención por sí misma, tanto en cuanto a la organización como a los procedimientos de operación, junto con otros objetos y ventajas de la misma, se puede entender mejor haciendo referencia a la siguiente descripción, tomada conjuntamente con los dibujos adjuntos en los que:

La Figura 1a es una vista en perspectiva de un efector de extremo ultrasónico que tiene una almohadilla para el tejido tipo pinza con una superficie elevada;

La Figura 1b es una vista en perspectiva de un efector de extremo ultrasónico y una realización alternativa de una almohadilla para el tejido tipo pinza con una superficie elevada;

Las Figuras 2-5 son vistas en corte transversal de la cuchilla y realizaciones alternativas de la almohadilla para el tejido;

La Figura 6 es una vista en perspectiva de un efector de extremo ultrasónico y una realización alternativa de la almohadilla para el tejido;

La Figura 7 es una vista en sección transversal de la almohadilla para el tejido y de la cuchilla de la Figura 6;

Las Figuras 8 y 9 son representaciones esquemáticas del tejido comprimido entre una almohadilla tipo pinza y la cuchilla de borde afilado y de los efectos tisulares resultantes;

Las Figuras 10 y 11 son representaciones esquemáticas de tejido comprimido entre una almohadilla tipo pinza y de la cuchilla de borde redondo y de los efectos tisulares resultantes;

Las Figuras 12a-b son realizaciones alternativas de una almohadilla tipo pinza que tiene una superficie elevada;

La Figura 13 es una vista en perspectiva de un efector de extremo ultrasónico y una realización alternativa de la almohadilla para el tejido;

La Figura 14 es una vista en sección transversal de la almohadilla para el tejido y de la cuchilla de la Figura 13;

La Figura 15 es una representación esquemática del cambio de velocidad a lo largo de la longitud de la cuchilla;

La Figura 16 es una vista en alzado de la almohadilla para el tejido y de la cuchilla de la Figura 13;

La Figura 17 es una vista en sección transversal de una realización alternativa, no reivindicada, de la cuchilla en cooperación con una almohadilla tipo pinza en forma de "U";

La Figura 18 es una vista en sección transversal de una realización alternativa de una almohadilla tipo pinza en forma de "U" en cooperación con la cuchilla de la Figura 17;

Las Figuras 19-20 son representaciones esquemáticas de los efectos tisulares que dependen de la posición de la cuchilla; y

Las Figuras 21-22 son representaciones esquemáticas de los efectos tisulares en conjunto con la realización de la Figura 17.

**Descripción detallada de la invención**

La presente invención se ilustrará en la forma de una cuchilla recta. La invención igual aplicación en dispositivos ultrasónicos que tienen cuchillas curvas.

La Figura 1 muestra un efector de extremo 20 de un instrumento médico con pinza/de coagulación ultrasónico. En la figura se muestra el extremo distal del instrumento 10 que incluye: el eje del instrumento 12, la cuchilla ultrasónica 22, que se extiende fuera del eje del instrumento 12, el brazo de apriete móvil 24, que pivota con el eje del instrumento en la dirección indicada. El brazo de apriete 24 incluye una almohadilla para el tejido 26, preferiblemente fabricada de teflón u otro material apropiado de baja fricción, que se monta para cooperar con la cuchilla 22. Con esta construcción, el tejido se sujeta entre la almohadilla para el tejido 26 y la cuchilla 22.

La Figura 2 muestra una sección transversal de la almohadilla para el tejido 26 y la cuchilla ultrasónica 22. Esta

sección transversal ilustra las tres dimensiones importantes del dispositivo anterior; Wb, Wp, y Wd. Wb es la anchura total de la propia cuchilla, y Wp es la anchura de la porción elevada o director de energía 28 de la almohadilla para el tejido 26. Idealmente, la relación de Wp a Wb sería algún valor inferior a uno que determinaría la proporción de corte a coagulación que se produciría cuando el instrumento está en uso. El intervalo preferido de la relación de Wp a Wb sería menos de aproximadamente 1: 2, sin embargo, la dimensión de Wp puede ser tan baja como 0,025 mm (0,001 pulgadas). Wd es también muy importante porque determina la proporción de aplicación de la energía entre el tejido debajo de la porción de apriete elevada 28 y el tejido bajo el resto de la anchura de la cuchilla. Cuanto mayor sea el valor de Wd, se producirá menos coagulación menos en el área de tejido en cualquier lado de la porción elevada 28. La relación de Wd a Wp se prefiere en el intervalo de más de 1:4 y menos de 2:1. Sin embargo, lo más importante es la relación de Wd con respecto al espesor del tejido anticipado. Wd tiene que ser menor que el espesor total del tejido que se secciona, aplicando de este modo presión en el área de coagulación así como en el área de corte.

Como es bien conocido por los expertos en la técnica, la almohadilla tipo pinza 26 y la porción elevada 28 se pueden modificar para incluir en combinación o individualmente dientes de agarre 25 para mejorar las capacidades de agarre del tejido del efector de extremo como se muestra en la Figura 1 b. Los dientes 25 pueden estar dispuestos como se describe en la patente de Estados Unidos N° 6.068.647.

Las Figuras 3 a 5 muestran realizaciones alternativas de la almohadilla para el tejido 26 y de la cuchilla 22 para su uso con el instrumento tipo pinza/de coagulación ultrasónico 10 de la Figura 1 con los mismos números de referencia que tienen la misma descripción que figura en la Figura 1. La Figura 3 ilustra la almohadilla para el tejido 26 que tiene una porción de apriete elevada, o director de energía, 30 que tiene una sección transversal triangular. Los parámetros Wb, Wp y Wd definen las mismas dimensiones que en la Figura. 2, pero el área de apriete elevada se define además por el ángulo  $\Theta_1$ . Este ángulo define un área en forma de cuña que aumentará la velocidad de corte y realizará un corte más fino. La única limitación en el valor del ángulo  $\Theta_1$  es que el director de energía resultante no es tan fino como para ser estructuralmente defectuoso.

La Figura 4 ilustra una almohadilla para el tejido 26 que tiene dos directores de energía y una distancia de separación Wc. También se muestran los parámetros críticos Wp1 y Wp2, (anchura de los directores de energía 32 y 34, respectivamente), Wd y el Wb. En la presente realización, los directores de energía permiten que el instrumento haga múltiples cortes en una muestra de tejido simultáneamente. Esto podría permitir que una estructura de tejido, tal como la trompa de Falopio, se selle y se ligue y que se retire una muestra de la trompa. En el caso de los vasos, la presente realización se podría utilizar para colocar una doble junta en un vaso. Como en las realizaciones anteriores, la proporción de Wp1 + Wp2 a Wb determinaría la proporción de tejido cortado frente al tejido coagulado y sería similar a las proporciones mencionadas anteriormente. El parámetro Wc controla la cantidad de tejido entre los dos cortes definidos por Wp1 y Wp2. Las dimensiones de Wp1 y Wp2 son similares a las realizaciones anteriores, pero Wc será aproximadamente el doble de Wp para observar cualquier efecto de espaciado, es decir, si una muestra de tejido se debe retirar.

La Figura 5 muestra una sección transversal parcial de la almohadilla para el tejido 26 y de la cuchilla ultrasónica 22 y un director de energía 36. Las dimensiones de Wb, Wp y Wd definen las mismas dimensiones que en la Figura 2, pero el área de apriete elevada 36 se define además por el radio r1. Este radio define la sección de la almohadilla para el tejido elevada que proporcionará un corte más rápido que en la realización de la Figura 1 pero más lento que en la de la Figura 3. También tendrá una relación más amplia del área de corte con respecto al área de coagulación. Aunque la Figura 5 muestra el centro de r1 que se tiene que alinear de tal manera que r1 sea exactamente el doble de Wp, también es posible que el radio se encuentre desfasado desde esta posición de tal manera que la curva suscriba sólo una porción de un diámetro completo. Esto permitiría que se utilicen radios más grandes que el doble de Wp.

Las Figuras 4 y 5 ilustran también directores de energía alternativos que se incluyen en la cuchilla 22. En la Figura 4, los directores de energía 32a y 34a se muestran en líneas discontinuas en la cuchilla 22 en oposición directa a los directores de energía 32 y 34. Es posible utilizar los directores de energía 32a y 34a solos y en cooperación con las almohadillas tisulares actualmente disponibles como se describe en las referencias citadas de la técnica anterior; como alternativa los directores de energía 32a y 34a se pueden utilizar en combinación con los directores de energía 32 y 34. El director de energía 36a se muestra en la Figura 5 y se puede utilizar solo o en combinación con el director de energía 36. Los directores de energía situados en la cuchilla 22 se pueden fabricar durante el proceso de mecanizado de la cuchilla 22.

Una realización adicional de la invención se muestra en las Figuras 6 y 7 con los mismos números de referencia que tienen la misma descripción que la Figura 1. En la presente realización existe un solo director de energía 38, pero se implementa en una forma no lineal, (es decir, trayectoria curvilínea) desde el extremo distal de la almohadilla para el tejido 26 hasta el extremo proximal de la almohadilla para el tejido 26. La Figura 7 ilustra los parámetros críticos Wb, Wp, Wp2 y Wd. Wb es la anchura de la cuchilla 22 y determina el área total afectada del tejido. Wd es la altura del director de energía 38 y determina la relación de la diferencia de presión entre el área cortada y el área coagulada. Wp es la anchura del director de energía y la relación de Wp a Wb determina la proporción de tejido coagulado con respecto al tejido cortado. El parámetro Wp2 determina la propagación de la trayectoria del director de energía a través de la dimensión Wb. Preferiblemente, Wp2 es aproximadamente dos veces Wp y menor que Wb. La realización ilustrada en la Figura 6 tiene igual aplicación para las realizaciones anteriormente descritas de la

invención.

Una realización adicional de la invención se muestra en las Figuras 13 a 16 con los mismos números de referencia que tienen la misma descripción que en la Figura 1. En la presente realización, la porción elevada, o director de energía, 40 tiene una dimensión que varía desde su extremo distal hasta el proximal. La Figura 14 ilustra las dimensiones críticas de la cuchilla ultrasónica y de la almohadilla para el tejido,  $W_b$ ,  $W_p$ ,  $W_{d1}$  y  $W_{d2}$ .  $W_b$  es la anchura de la cuchilla ultrasónica y determina la cantidad de tejido que se ve afectado por el dispositivo.  $W_p$  es la anchura del director de energía y la relación de  $W_p$  a  $W_b$  determina la proporción del tejido coagulado con respecto al tejido cortado cuando se utiliza el dispositivo.  $W_{d1}$  muestra la altura del director de energía 40 en su extremo distal, mientras que  $W_{d2}$  muestra la altura del director de energía 40 en el extremo proximal de la almohadilla para el tejido 26.  $W_{d2}$  es siempre mayor que  $W_{d1}$  y la altura del director de energía 40 cambia linealmente de  $W_{d1}$  a  $W_{d2}$ . Como es obvio para los expertos en la materia, la altura del director de energía 40 puede cambiar también en una forma no lineal.

La Figura 15 muestra una vista lateral de un efector de extremo ejemplar de un dispositivo tipo pinza/de coagulación ultrasónico con el brazo de apriete y la almohadilla para el tejido retirados para facilitar la ilustración. El gráfico muestra cómo la velocidad del efector de extremo varía a lo largo de la longitud del efector de extremo. Específicamente, la velocidad del efector de extremo avanza de forma sinusoidal, (cero en el nodo y el máximo en la punta más distal del efector de extremo). La Figura 16 muestra una vista lateral del brazo de apriete 24, de la almohadilla para el tejido 26 y del director de energía 40 que se muestran en las Figuras 13 y 14, e ilustra las dimensiones  $W_{d1}$  y  $W_{d2}$  y muestra la transición de la altura del director de energía a medida que avanza desde el extremo distal de la almohadilla para el tejido hasta el extremo proximal de la almohadilla para el tejido en una forma no lineal. Esta transición crea una superficie curva del director de energía que es proporcional a la caída en la velocidad de la punta que se muestra en el gráfico de la Figura 15, de modo que a medida que cae la velocidad de la punta, la altura del director de energía aumenta, manteniendo de este modo una energía constante suministrada al tejido.

Preferiblemente, las realizaciones de las Figuras 1 a 7 y 14 se utilizan en conjunto con una cuchilla 22 que tiene una sección transversal redondeada. La Figura 8 muestra la sección transversal del extremo distal de un dispositivo tipo pinza/de coagulación ultrasónico a medida que está comprimiendo un vaso o estructura tubular con el fin de dividir el tejido y sellar ambos extremos del tejido dividido. A medida que la almohadilla para el tejido 28 y una cuchilla de ultrasonido 22, que tiene bordes discretos, se aproximan entre sí mediante el giro del brazo de apriete (no mostrado), las paredes del tejido, T1 y T2 se ponen en contacto una con otra y se comprimen entre sí. A medida que se aplica energía al tejido a través de la cuchilla ultrasónica 22 y se dirige por el director de energía 28 de la Figura 2, las dos paredes, T1 y T2, se coagulan y se cortan. La Figura 9 muestra una sección transversal del lado izquierdo del tejido de la Figura 8 después que se ha coagulado y dividido. Un defecto en la soldadura de tejido se crea debido a las propiedades viscoelásticas del tejido y la esquina afilada de la cuchilla ultrasónica. Este defecto tisular hace que la pared T2 se haga más fina, debilitando de este modo la soldadura de tejidos y en el caso de los vasos, resultando en menores regulaciones de presión de rotura en la junta. La Figura 10 muestra la realización preferida del extremo distal de un dispositivo tipo pinza/de coagulación ultrasónico a medida que está comprimiendo un vaso o estructura tubular con el fin de dividir el tejido y soldarlo. En la presente realización, la cuchilla ultrasónica tiene una sección transversal redondeada y no crea esquinas afiladas como en la Figura 8. Además, a medida que se aplica presión al tejido durante el seccionamiento, la sección de alta presión en el área de corte empuja el coágulo creado durante el corte a las áreas de menor presión en las áreas de coagulación, que a su vez empujan el coágulo en el lumen sin comprimir del vaso. Este coágulo puede entonces enfriarse y formar una junta o tampón en el lumen que aumenta la eficacia de la junta.

La Figura 11 muestra una sección transversal del lado derecho del tejido mostrado en la Figura 10 después que se ha aplicado energía a la misma y se ha dividido y coagulado. Debido a la forma de la cuchilla ultrasónica no hay ningún defecto tisular 1 y por lo tanto no hay punto débil.

Las Figuras 12a y 12b ilustran realizaciones alternativas de un director de energía 28 que tiene un área elevada en combinación con una cuchilla curva 22 que proporcionará los efectos tisulares que se muestran en la Figura 11. La Figura 12a muestra una sección del director de energía 28 en forma trapezoidal, que se proporciona para hacer variar la compresión como una función de la distancia desde el área de corte. Ambas realizaciones son más robustas sobre una gama más amplia de espesor de tejido.

Las Figuras 17 y 18 ilustran una almohadilla para el tejido 27 y la cuchilla 23, no reivindicada, útiles en conjunto con el instrumento de corte/coagulación ultrasónico 10. En la presente realización, la almohadilla para el tejido 27 tiene forma de U y tiene los parámetros a y b, y la cuchilla ultrasónica tiene forma rectangular y tiene el parámetro crítico  $W_b$ . La proporción de los parámetros a con respecto a b determina la proporción de suministro de energía al tejido que está directamente bajo la cuchilla en comparación con el comprimido en las ranuras laterales 42 y 44. El parámetro  $W_b$ , determina la cantidad de tejido que se corta en comparación con el que se coagula. Los lados de la almohadilla para el tejido asistirán a "envolver" el tejido alrededor de la cuchilla ultrasónica a fin de crear grandes áreas de coagulación en contraposición con las realizaciones anteriores.

En la Figura 18, la almohadilla para el tejido 27 en forma de U tiene una geometría compleja que incluye el ángulo  $\beta$ .

La presente realización permitirá que el valor del parámetro  $b$  varíe, o aumente, a medida que se mueve verticalmente a lo largo de las paredes laterales de la almohadilla para el tejido. Esto reducirá la cantidad de energía disipada en estas regiones, causando de este modo que disminuya la cantidad de coagulación. El valor del ángulo  $\beta$  será una cuestión de elección de diseño en función de la cantidad de coagulación necesaria.

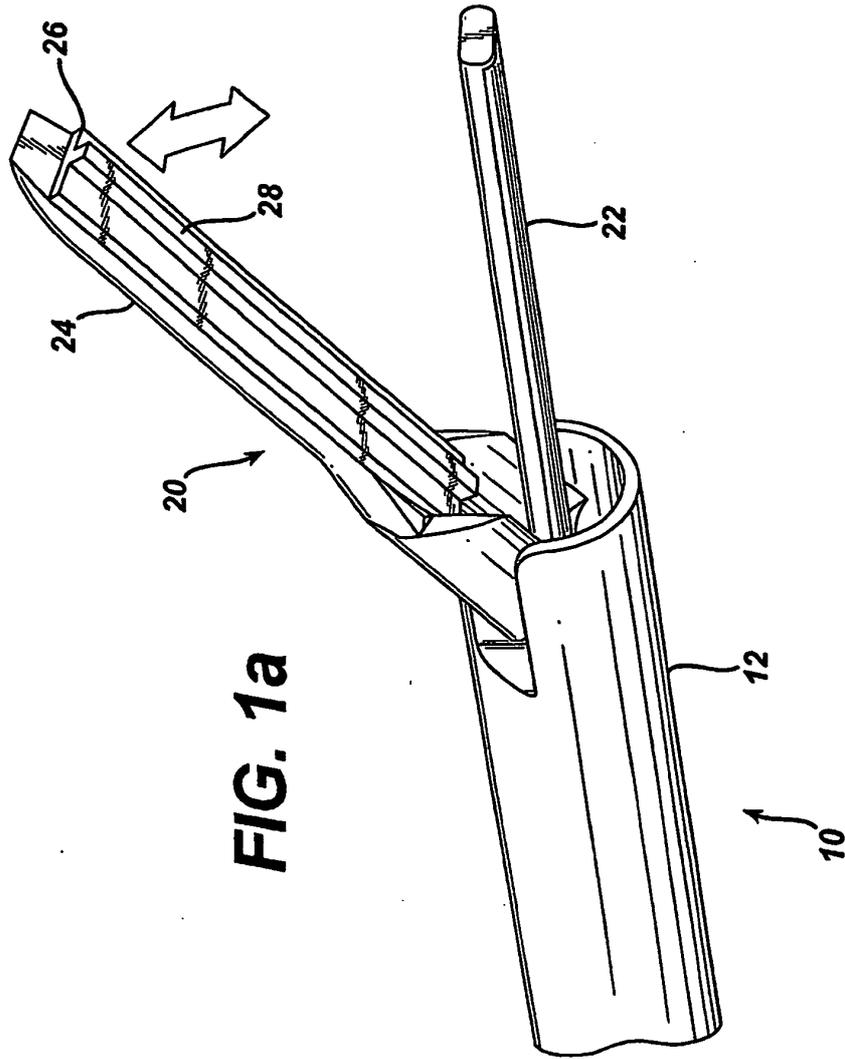
5 El beneficio de la almohadilla para el tejido en forma de U se entiende mejor mediante el examen de los efectos tisulares cuando el tejido se comprime entre la almohadilla para el tejido y la cuchilla ultrasónica. Haciendo referencia a la Figura 19, una muestra de tejido tubular se comprime entre una cuchilla 22 y la almohadilla para el tejido 26 en una forma "hacia arriba", es decir, con la almohadilla para el tejido 26 en la parte superior. En esta configuración, la superficie de apriete del tejido está por encima de la superficie de corte del tejido. Debido a la  
10 gravedad, el tejido cae en cualquier lado de la cuchilla ultrasónica 22 y afirma una fuerza de flexión en la estructura tisular. Esto hace que la pared superior, o la superficie de apriete, esté en una carga de tracción y la pared de fondo, o superficie de corte esté bajo una carga de compresión. A medida que la cuchilla ultrasónica trabaja en su camino a través del tejido, la superficie de corte se mantendrá en la mandíbula debido a las fuerzas de compresión, permitiendo que las dos paredes para permanezcan en contacto íntimo durante todo el proceso de coagulación y  
15 creando de este modo una mejor junta.

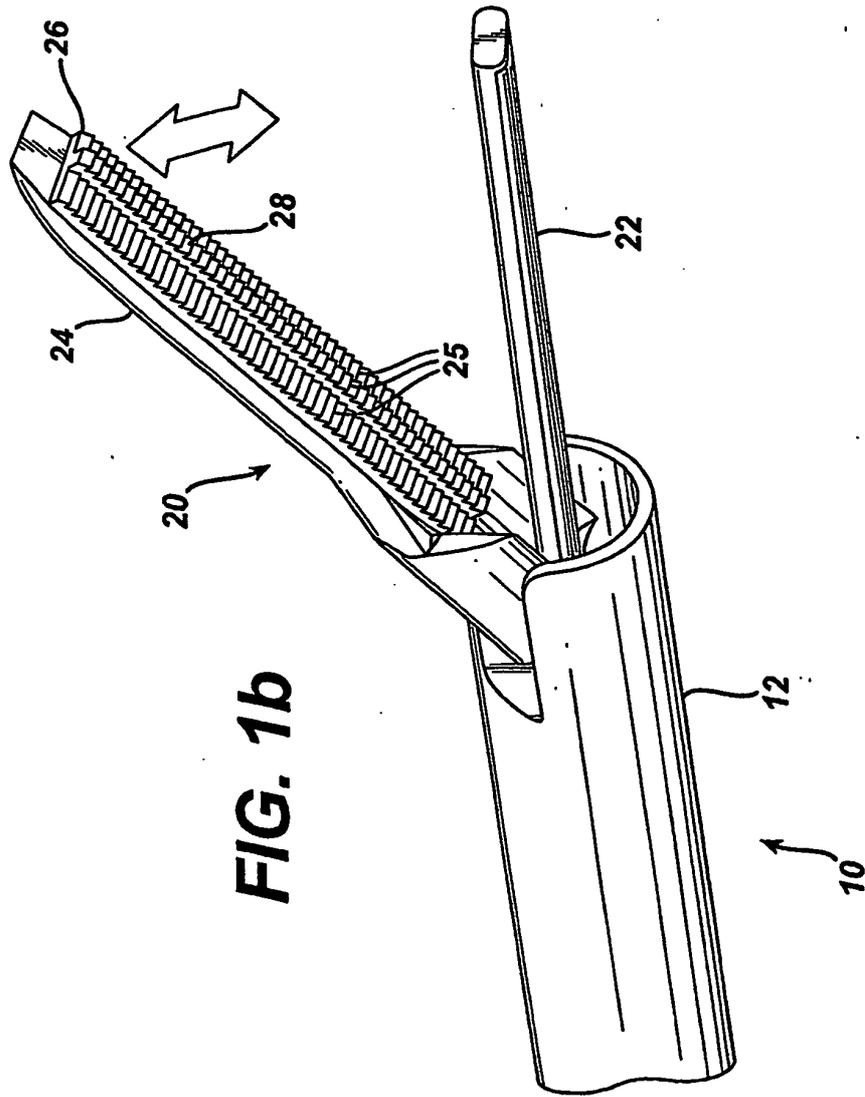
La Figura 20, por el contrario, muestra una sección transversal del tejido tubular a medida que se comprime en las mandíbulas con las mandíbulas en una orientación "hacia abajo", es decir, la almohadilla para el tejido en la parte inferior. En esta Figura, la superficie de corte del tejido está por encima de la superficie de apriete del tejido. En esta configuración, el tejido tendría la superficie de corte en la parte superior de la carga de flexión, aplicando de este  
20 modo una fuerza de tracción al tejido a medida que se corta. Dado que el tejido es visco-elástico, saldrá de la mandíbula a medida que se corta, acortando de este modo el tiempo en el que las paredes se comprimen en el área de coagulación y debilitando la junta de la estructura.

Las Figuras 21 y 22 muestran ambas una sección transversal de la almohadilla para el tejido en forma de U y del tejido comprimido en su interior. La Figura 21 muestra el instrumento en la posición "hacia abajo" con la almohadilla para el tejido en la parte inferior y la Figura 22 muestra el instrumento en la posición "hacia arriba" con la almohadilla para el tejido en la parte superior. Las Figuras 21 y 22 muestran ambas que la superficie de corte del tejido se encuentra en el lado de compresión independientemente de la orientación del instrumento. La almohadilla para el tejido en forma de U fuerza a una carga de flexión orientada hacia el tejido que no se ve afectado por la gravedad. Por lo tanto, el tejido en contacto con la cuchilla ultrasónica está siempre en el área de compresión, incluso si el  
25 instrumento se gira hacia los lados.  
30

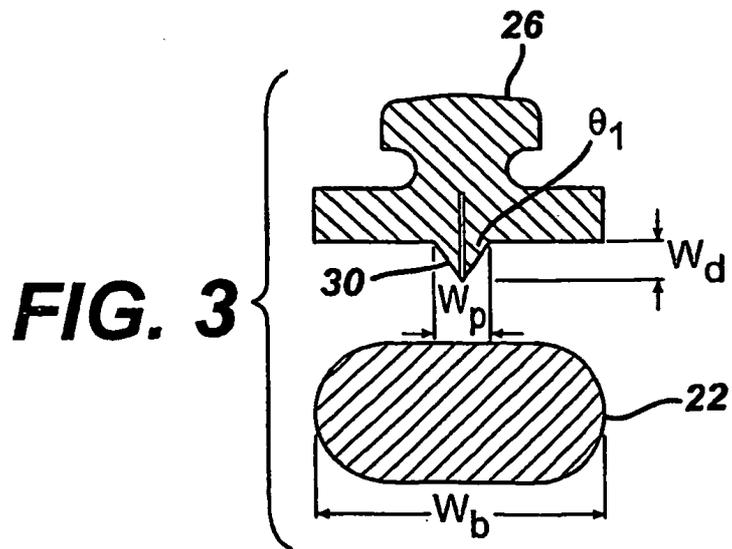
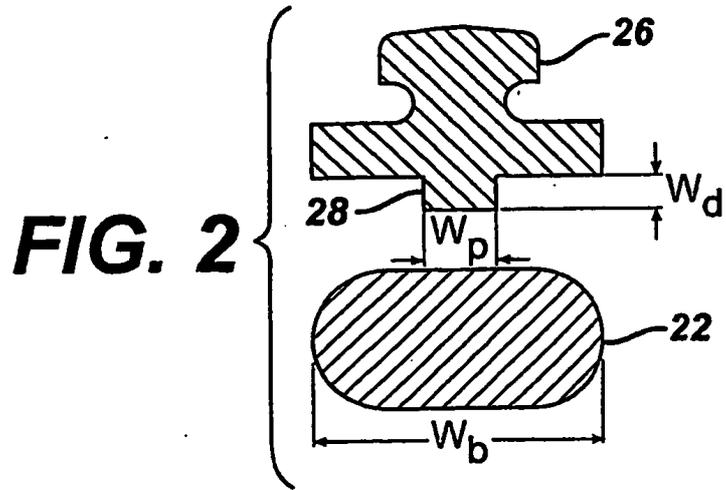
**REIVINDICACIONES**

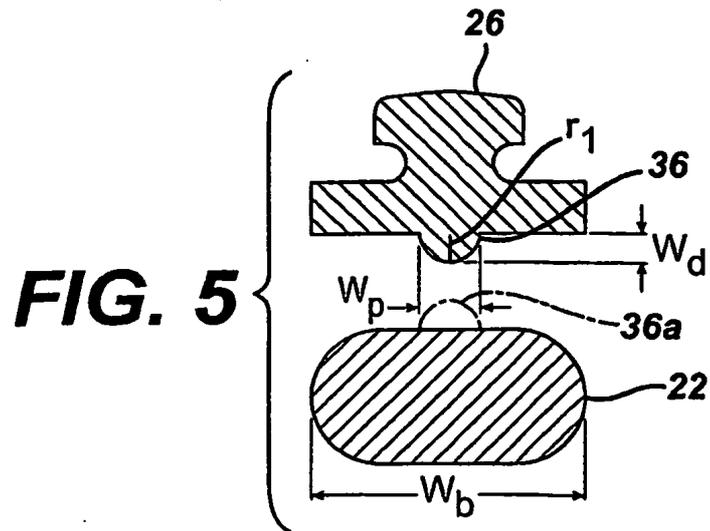
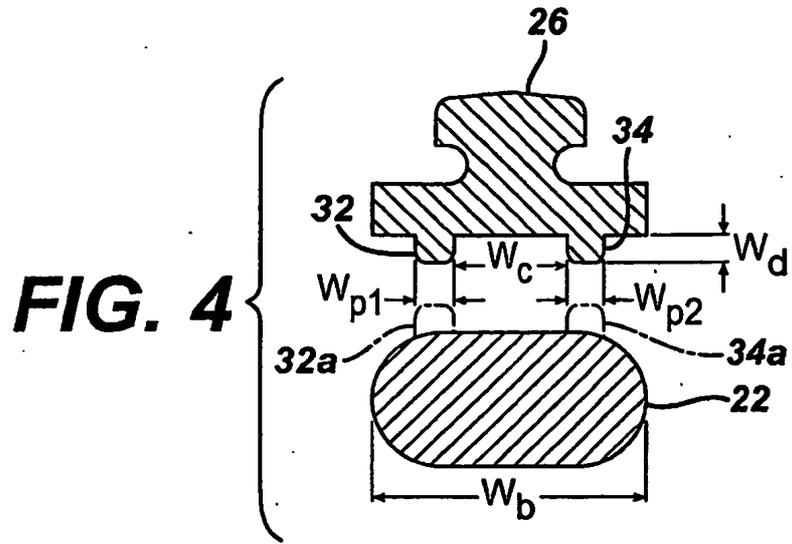
1. Un efector de extremo (20) para un instrumento quirúrgico ultrasónico (10), comprendiendo dicho efector de extremo:
- 5 una cuchilla ultrasónica (22) que tiene un extremo proximal y uno distal;  
un brazo de apriete (24) que tiene un extremo proximal y uno distal y que está configurado para el movimiento con respecto a la cuchilla;  
teniendo el brazo de apriete una superficie de apriete (26) y estando posicionado para sujetar el tejido entre la superficie de apriete y la cuchilla;
- 10 definiendo la superficie de apriete al menos un eje longitudinal, definiendo el eje longitudinal una superficie de apriete elevada (28) que realiza el corte, y la superficie de apriete elevada tiene una primera dimensión (Wd2) en el extremo proximal del brazo de apriete (24) y una segunda dimensión (Wd1) en el extremo distal del brazo de apriete (24); y  
dicha primera dimensión (Wd2) es mayor que la segunda dimensión (Wd1).
- 15 2. El efector de extremo de la reivindicación 1, en el que la sección transversal de la superficie de apriete elevada es un rectángulo.
3. El efector de extremo de la reivindicación 1, en el que la sección transversal de la superficie de apriete elevada es un triángulo.
4. El efector de extremo de la reivindicación 1, en el que la sección transversal de la superficie de apriete elevada es redondeada.
- 20 5. El efector de extremo de la reivindicación 1, en el que la sección transversal de la superficie de apriete es redondeada.
6. El efector de extremo de la reivindicación 1, en el que la superficie de apriete elevada no es lineal con respecto al menos un eje longitudinal.
- 25 7. El efector de extremo de la reivindicación 6, en el que la sección transversal de la superficie de apriete elevada es un rectángulo.
8. El efector de extremo de la reivindicación 1, en el que la cuchilla tiene una sección transversal redondeada.
9. El efector de extremo de la reivindicación 1, en el que la superficie de apriete define dos ejes longitudinales, y cada uno de los ejes longitudinales define una superficie de apriete elevada.

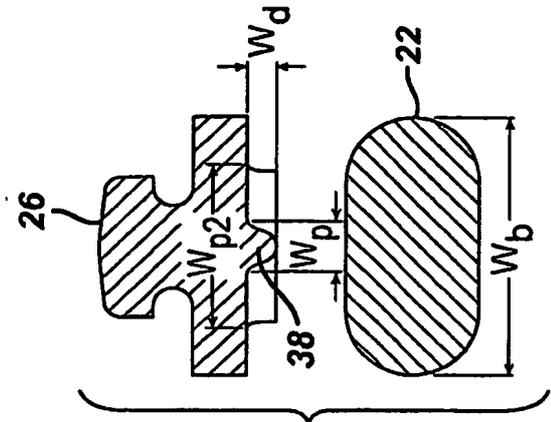
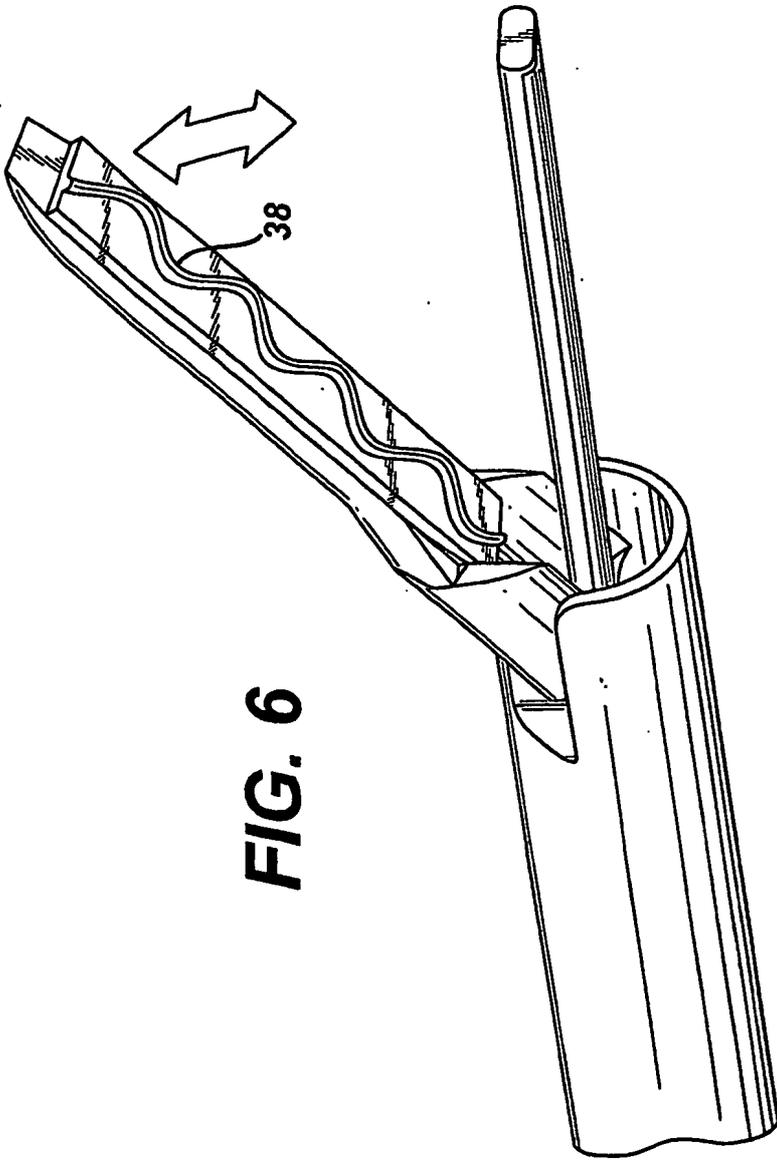




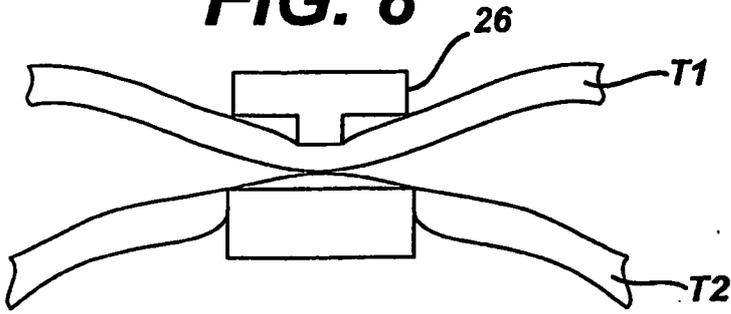
**FIG. 1b**



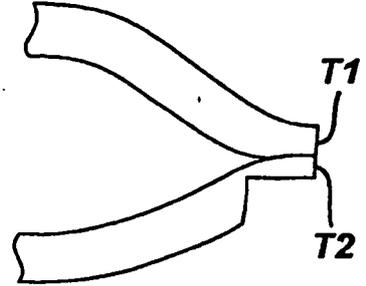




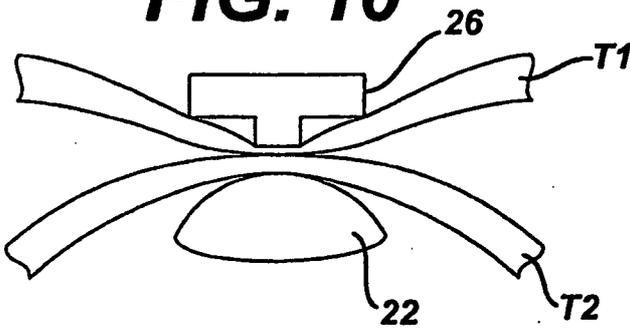
**FIG. 8**



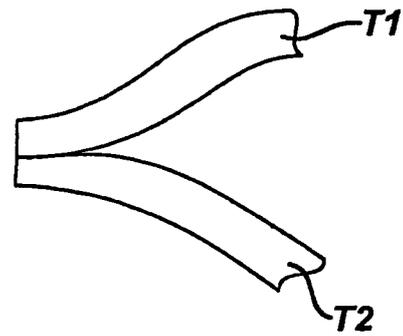
**FIG. 9**



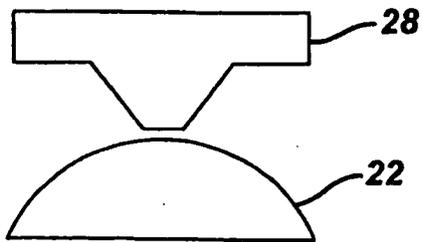
**FIG. 10**



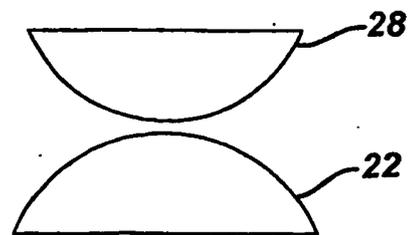
**FIG. 11**

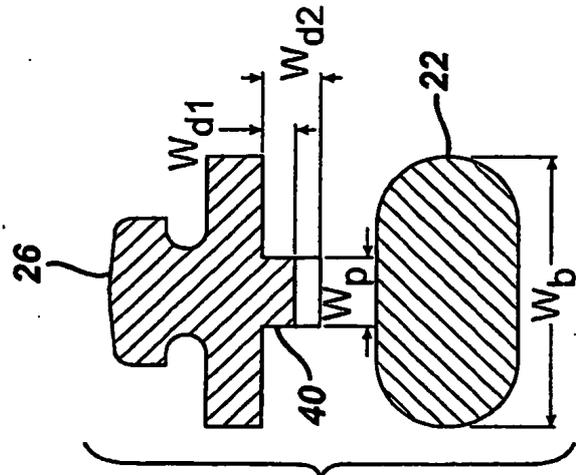
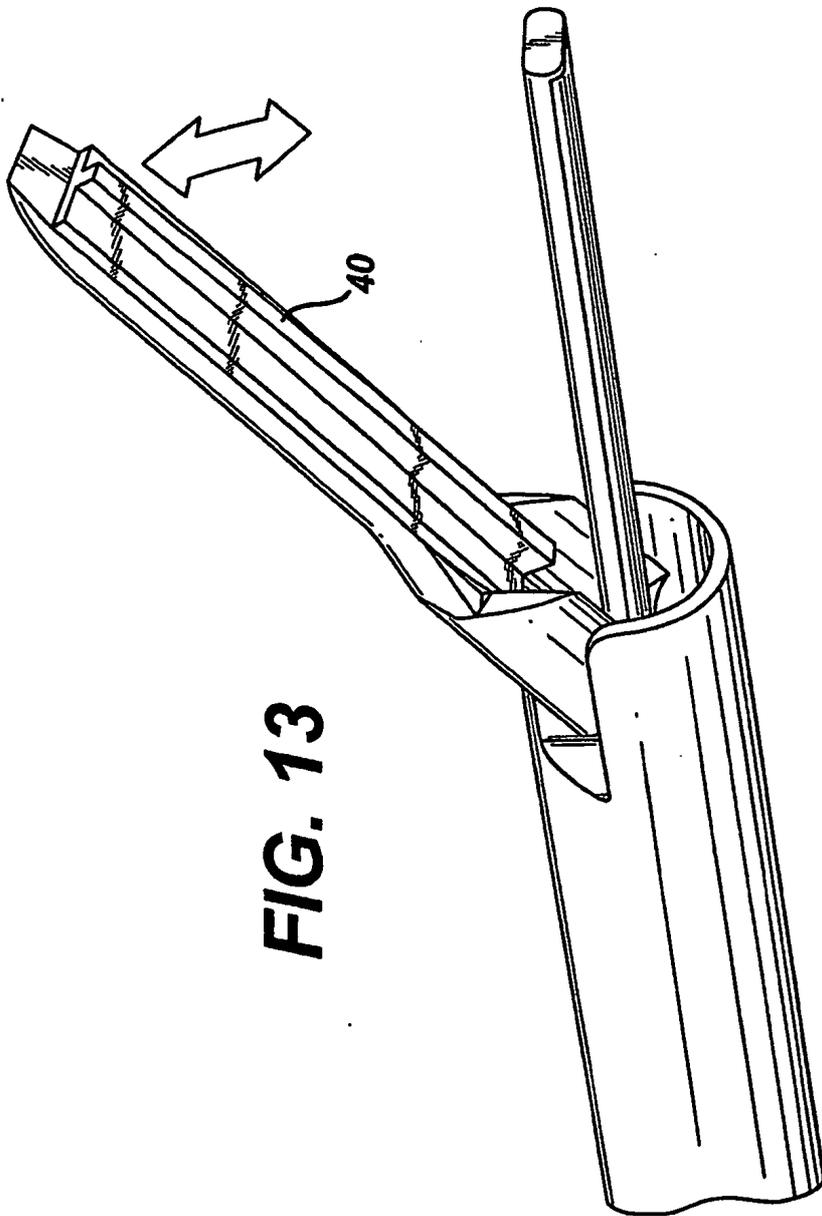


**FIG. 12a**

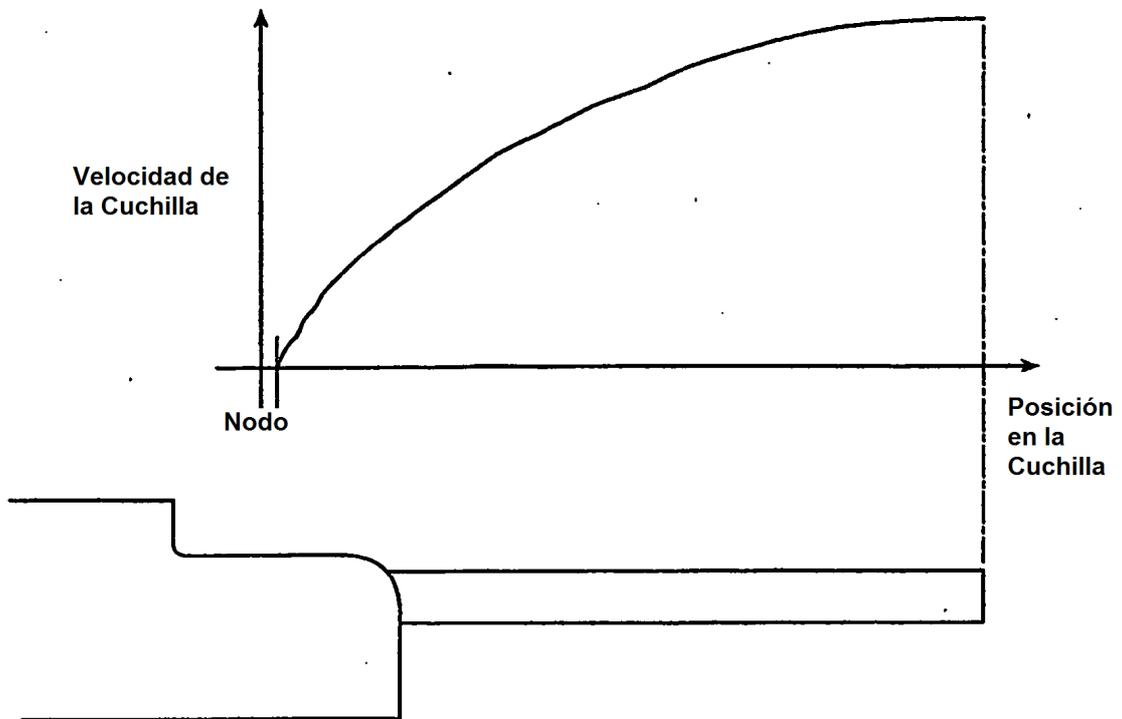


**FIG. 12b**

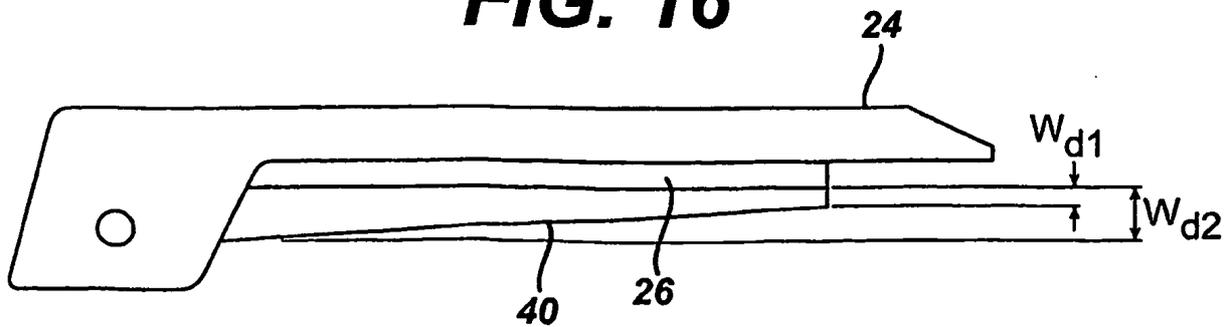




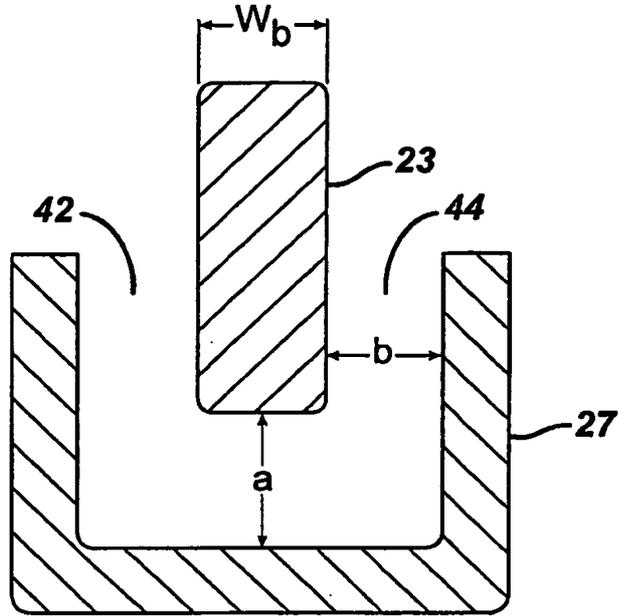
**FIG. 15**



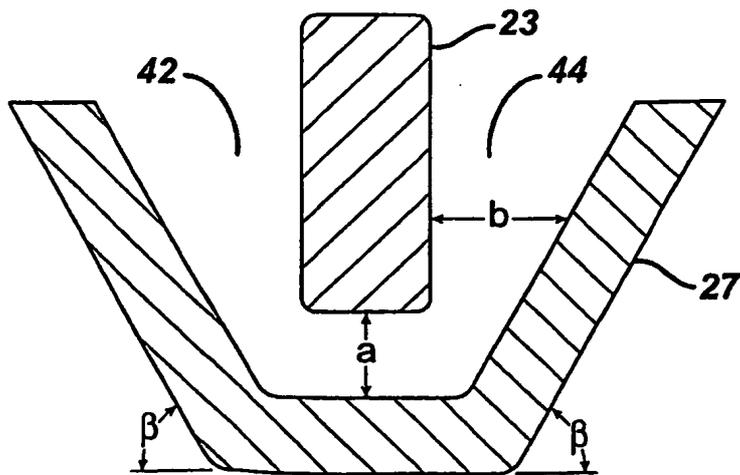
**FIG. 16**



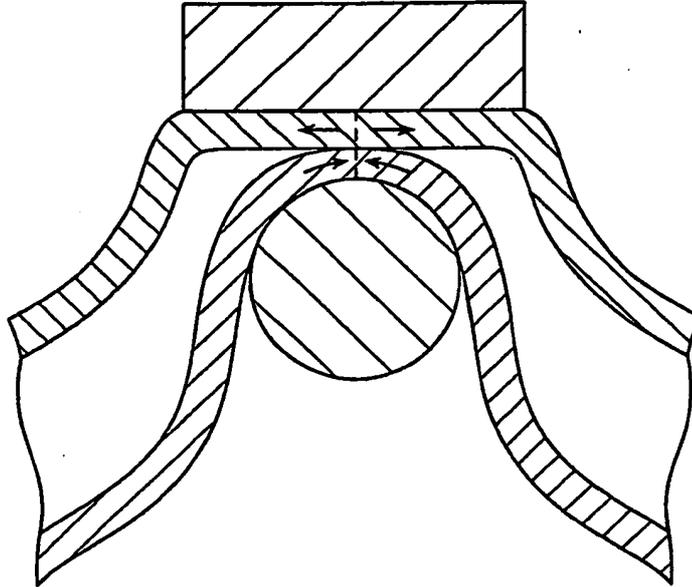
**FIG. 17**



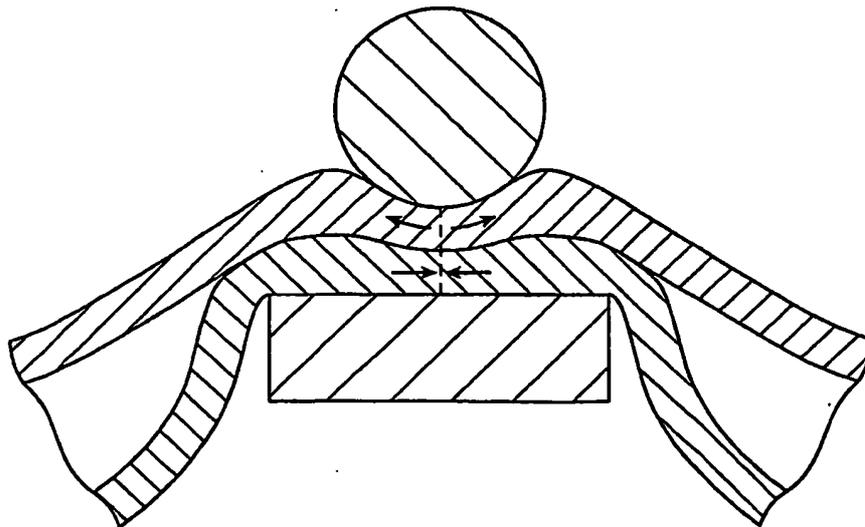
**FIG. 18**



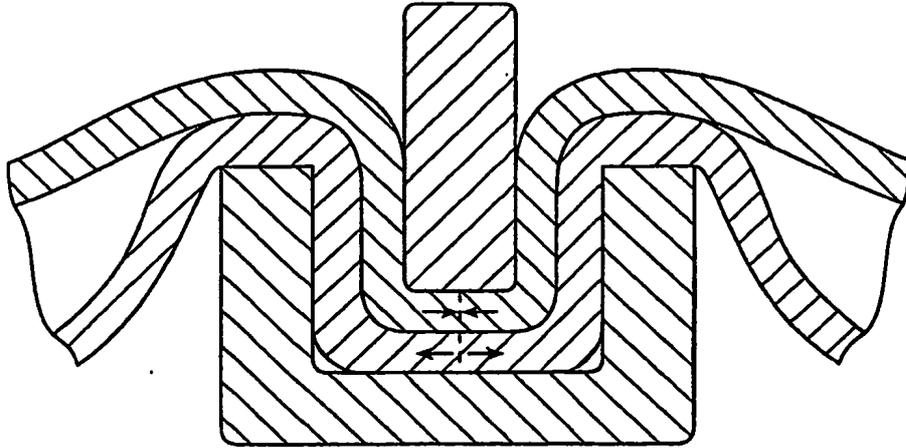
**FIG. 19**



**FIG. 20**



**FIG. 21**



**FIG. 22**

