



19



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

11 Número de publicación: **2 325 191**

51 Int. Cl.:
A61B 18/14 (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

96 Número de solicitud europea: **97936333 .0**

96 Fecha de presentación : **31.07.1997**

97 Número de publicación de la solicitud: **0930847**

97 Fecha de publicación de la solicitud: **28.07.1999**

54 Título: **Aparato para el tratamiento térmico de tejidos.**

30 Prioridad: **16.08.1996 US 699091**

45 Fecha de publicación de la mención BOPI:
27.08.2009

45 Fecha de la publicación del folleto de la patente:
27.08.2009

73 Titular/es: **Tyco Healthcare Group L.P.**
60 Middletown Avenue
North Haven, Connecticut 06473, US

72 Inventor/es: **Blewett, Jeffrey, J.;**
Maurer, Christopher, W. y
Stone, Corbett, W.

74 Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 325 191 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

Aparato para el tratamiento térmico de tejidos.

5 **Antecedentes****1. Campo técnico**

10 La presente explicación se refiere de forma general a un método y un aparato para el tratamiento térmico de tejidos y, más en concreto, a un aparato auxiliar para ser utilizado con un endoscopio convencional para dotar al endoscopio de capacidades de tratamiento térmico. En particular, el aparato auxiliar se contempla para su uso con un citoscopio o un uretroscopio para tratamiento por hipertermia de tejido prostático.

2. Antecedentes de la técnica anterior

15 La hipertrofia o hiperplasia benigna de próstata (BPH) afecta a más de uno de cada dos varones mayores de cincuenta años. La BPH es un agrandamiento no canceroso de la glándula prostática y se caracteriza generalmente por un estrechamiento de la uretra causado por la glándula prostática. Un conjunto de síntomas están asociados con la BPH incluyendo micción frecuente, complicaciones en el flujo urinario y dolor asociado.

20 Generalmente existen dos métodos primarios para tratar la BPH, a saber, terapia con medicamentos e intervención quirúrgica. La terapia con medicamentos incorpora el uso de uno o más medicamentos tales como Proscar® e Hydrin® para reducir el tamaño de la próstata o para relajar los músculos uretrales facilitando de ese modo el funcionamiento normal del sistema urinario. Sin embargo, las terapias con medicamentos conocidas son de eficacia limitada y presentan muchos efectos secundarios.

25 Los métodos quirúrgicos para tratar la BPH incluyen la resección transuretral de la próstata (TURP), la incisión transuretral de la próstata (TUIP), la prostatectomía visual con láser (VLAP), la dilatación por balón y la colocación de stents. Actualmente, la TURP es el método más comúnmente empleado para el tratamiento de la BPH e implica la inserción de un instrumento cortante electroquirúrgico a través del conducto uretral. Los elementos cortantes del instrumento se sitúan junto a la glándula prostática y se suministra energía al instrumento de tal manera que los elementos cortantes cauterizan y cortan selectivamente tejido del núcleo de la próstata. Sin embargo, el procedimiento TURP tiene muchos efectos secundarios incluyendo sangrado, eyaculación retrógrada, impotencia, incontinencia, edema y un largo periodo de recuperación del paciente. En la patente U.S. Nº 5.192.280 se explica un ejemplo de un instrumento cortante electroquirúrgico utilizado junto con un procedimiento TURP.

30 La incisión transuretral de la próstata (TUIP) implica el uso de un dispositivo de electrocauterización que se hace pasar a través de la uretra. El dispositivo se emplea para hacer múltiples incisiones en la próstata, permitiendo de ese modo que ésta se separe de la pared de la uretra para crear una abertura para el flujo urinario. El éxito con el procedimiento TUIP es generalmente limitado proporcionando sólo alivio temporal y necesitando una posterior repetición del procedimiento en el futuro.

35 La prostatectomía visual con láser (VLAP) incluye insertar de un catéter láser a través de la uretra y dirigir la energía del láser lateralmente a través de la camisa del catéter hacia la pared de la uretra y el tejido prostático. La energía del láser provoca que el tejido se coagule. El tejido coagulado finalmente se necrosa debido a la falta de flujo sanguíneo y se elimina del cuerpo de forma natural. Las desventajas de la VLAP incluyen mayor tiempo de recuperación, dolor e irritación agudos y el quemado no deseado de la pared uretral. Ejemplos de métodos y aparatos utilizados en el tratamiento por VLAP de la BPH se explican en la patente U.S. Nº 5.242.438 concedida a Saadatmanesh *et al.* y la patente U.S. Nº 5.322.507 concedida a Costello.

40 Los procedimientos de dilatación por balón para la BPH implican la expansión y estiramiento de la próstata agrandada con un catéter de balón para aliviar la presión sobre la uretra oprimida, mientras que la colocación de stents incluye la inserción de pequeñas espirales de malla metálica, las cuales se expanden para formar una prótesis con el fin de mantener abierta la uretra. Sin embargo, la dilatación por balón y la colocación de stents son sólo procedimientos temporales que típicamente hay que repetir en un plazo de un año. Además, la colocación de stents presenta complicaciones de migración del stent e irritación consiguiente.

45 Para el tratamiento de la BPH se han desarrollado la terapia con microondas transuretrales (TUMT) y los ultrasonidos focalizados de gran intensidad (HIFU). De acuerdo con un procedimiento TUMT, un catéter uretral de tipo Foley que tiene una antena emisora de microondas en un extremo de la sonda se inserta en el interior del conducto uretral durante un periodo de tiempo suficiente para tratar el tejido por radiación de microondas. En las patentes U.S. Nº 4.967.765, 5.234.004 y 5.326.343 se describen aplicadores intrauretrales de este tipo. Los inconvenientes de la TUMT incluyen la incapacidad de focalizar la energía calorífica en el área prostática y la incapacidad de conseguir altas temperaturas de forma uniforme en el interior de la próstata.

50 Los ultrasonidos focalizados de gran intensidad (HIFU) incluyen el dirigir ondas de ultrasonidos de gran intensidad hacia el tejido de la próstata para generar calor en un área precisa con el fin de coagular y necrosar tejido. Se utiliza una sonda transuretral para producir los haces de ultrasonidos para formación de imagen y ablación del tejido prostático.

Los inconvenientes de este procedimiento incluyen la incapacidad de focalizar directamente la energía de ultrasonidos en el tejido prostático.

Una forma más reciente de tratamiento para la BPH implica tratar térmicamente el tejido prostático con energía electromagnética de radiofrecuencia. Por ejemplo, una técnica actual, conocida como ablación por aguja transuretral (TUNA®), implica la aplicación transuretral de un instrumento médico que tiene un sistema de electrodo de aguja de RF integrado. El instrumento TUNA® se inserta en el interior de la uretra y se hace avanzar hasta una posición cercana a la próstata. A continuación se hacen avanzar las agujas de RF para que perforen la pared uretral y accedan al tejido prostático. Se activa el sistema RF con lo que se transmite una corriente RF a través de cada electrodo para que pase a través del tejido hasta una placa de puesta a tierra formando de esta forma una zona necrótica que es absorbida finalmente por el cuerpo. Aparatos y métodos para tratar la BPH por medio de la técnica TUNA® se explican, por ejemplo, en la patente U.S. Nº 5.366.490.

La técnica TUNA tiene varios inconvenientes que le restan utilidad. En particular, los instrumentos TUNA son por lo general complejos que incorporan típicamente sistemas ópticos, sistemas de aspiración, etc.... integrados. Como resultado de esto, los instrumentos son relativamente caros de fabricar. Además, los instrumentos TUNA son generalmente más grandes debido a los diferentes sistemas incorporados en el interior del instrumento, aumentando de esta forma el trauma del paciente y disminuyendo la comodidad durante su utilización.

El documento U.S. 5.472.441 explica un dispositivo que tiene las características del preámbulo de la reivindicación 1.

Por consiguiente, el presente invento está dirigido a un aparato auxiliar para el tratamiento térmico por RF de tejido prostático. Este aparato está concebido para su uso en conjunto con un endoscopio convencional tal como un citoscopio e incorpora un sistema RF y un mecanismo asociado que se puede colocar al menos parcialmente en el interior del canal de trabajo del dispositivo de visión. El uso del aparato junto con un citoscopio convencional aprovecha los sistemas existentes, por ejemplo, ópticos y de iluminación, del dispositivo de visión, lo cual de forma eficaz da como resultado un dispositivo para tratamiento térmico por RF menos complejo y más barato. Además, el aparato se puede usar en citoscopios de diámetro tan pequeño como 5 mm (o incluso más pequeños) proporcionando de ese modo un sistema para la ablación transuretral menos invasivo en comparación con los instrumentos y la técnica TUNA.

Compendio

El presente invento está dirigido a un aparato auxiliar para tratamiento térmico electromagnético para su uso con un endoscopio con el fin de dotar a dicho endoscopio de capacidades de tratamiento térmico electromagnético como se define en la reivindicación 1 adjunta.

La presente explicación también está dirigida a un sistema para tratamiento térmico que comprende un endoscopio y el dispositivo auxiliar para tratamiento térmico. También se explica un método para el tratamiento térmico de tejidos que utiliza un endoscopio y un aparato para tratamiento térmico.

Breve descripción de los dibujos

La realización o realizaciones preferentes de la presente explicación se describen en este documento haciendo referencia a los dibujos, en los cuales:

la figura 1 es una vista en perspectiva del aparato auxiliar para tratamiento térmico de tejido de acuerdo con los principios de la presente explicación;

la figura 2 es una vista en sección transversal tomada a lo largo de las líneas 2-2 de la figura 1 que ilustra la camisa exterior, la unidad de guiado de la sonda situada en el interior de la camisa exterior y los electrodos situados en el interior de los tubos de guiado de la unidad de guiado;

la figura 3 es una vista en alzado lateral de la unidad de guiado de la sonda;

la figura 4 es una vista axial de la unidad de guiado de la sonda tal como se ve desde su extremo proximal;

la figura 5 es una vista axial de la unidad de guiado de la sonda tal como se ve desde su extremo distal;

la figura 6 es una vista desde arriba de la unidad de guiado de la sonda;

la figura 6A es una vista en perspectiva del extremo distal de la unidad de guiado de la sonda;

la figura 7 es una vista en alzado lateral del mango del aparato de la figura 1;

la figura 8 es una vista en sección transversal tomada a lo largo de las líneas 8-8 de la figura 7;

la figura 9 es una vista en sección transversal tomada a lo largo de las líneas 9-9 de la figura 7;

ES 2 325 191 T3

la figura 10 es una vista del mango en sección transversal desde arriba que ilustra los actuadores primero y segundo del mango;

la figura 10A es una vista aislada que ilustra la conexión de la unidad de guiado de la sonda con el primer actuador;

la figura 11 es una vista en sección transversal lateral del mango que ilustra además la conexión del segundo elemento actuador con los electrodos;

la figura 12 es una vista que ilustra la inserción de un citoscopio con un aparato auxiliar para tratamiento térmico montado en él en el interior del conducto uretral del paciente;

la figura 13 es una vista en sección transversal tomada a lo largo de las líneas 13-13 de la figura 12 que ilustra el aparato de la figura 1 colocado en el interior del canal de trabajo del citoscopio;

la figura 14 es una vista en perspectiva ampliada del tramo final distal del citoscopio que ilustra los tubos de guiado de la unidad de guiado de la sonda contenida en el interior del canal de trabajo del dispositivo de visión;

la figura 15 es una vista que ilustra el movimiento distal del primer actuador para desplegar el tramo final distal de los tubos de guiado de la unidad de guiado de la sonda;

la figura 16 es una vista similar a la vista de la figura 14 que ilustra el despliegue del extremo distal de los tubos de guiado de la unidad de guiado de la sonda, de modo que el extremo distal asume su estado normal exento de tensiones orientado en ángulo con respecto al eje longitudinal del aparato;

la figura 17 es una vista en planta del extremo distal del citoscopio en sección transversal parcial que ilustra el despliegue de los tubos de guiado con los electrodos en una posición retraída situados en el interior de dichos tubos;

la figura 18 es una vista similar a la vista de la figura 15 que ilustra el movimiento distal del segundo elemento actuador para hacer avanzar a los electrodos a través de los tubos de guiado de la unidad de guiado de la sonda y hacia el interior del tejido prostático del paciente;

la figura 19 es una vista similar a la vista de la figura 16 que ilustra los electrodos en la posición avanzada;

la figura 20 es una vista de una realización alternativa del aparato auxiliar para tratamiento térmico en la que queda al descubierto una parte mayor del electrodo para proporcionar una mayor capacidad de tratamiento térmico.

Descripción detallada de las realizaciones preferidas

El aparato de la presente explicación está concebido para suministrar energía electromagnética a un tejido para el tratamiento térmico de este tejido incluyendo la ablación, la vaporización y/o la coagulación de dicho tejido. El aparato tiene aplicación concreta en el tratamiento de la hiperplasia benigna de próstata (BPH) con energía electromagnética de radiofrecuencia (RF), sin embargo, se debe apreciar que el aparato no está limitado a una aplicación de este tipo. Por ejemplo, el aparato no está limitado al tratamiento de la BPH, sino que se puede usar en otros procedimientos quirúrgicos tales como la ablación cardíaca, el tratamiento del cáncer, etc....Además, el aparato se puede utilizar en un procedimiento mínimamente invasivo en el que se desee tratar térmicamente un tejido y el acceso a dicho tejido esté limitado.

En concreto, el aparato está concebido para ser utilizado en conjunto con un endoscopio tal como un citoscopio, un dispositivo de visión por fibra, un laparoscopio, un uretroscopio, etc....para dotar al dispositivo de visión de capacidades de tratamiento térmico. Más en concreto, el aparato se puede insertar al menos parcialmente en el interior del canal de trabajo de un endoscopio, el cual está situado en el cuerpo para acceder a un área de tejido objetivo, para tratar térmicamente el tejido que se desee.

Haciendo ahora referencia a las figuras 1-2, el aparato 100 incluye un mango 102 y un cuerpo 104 alargado conectado al mango 102 y que sobresale distalmente del mismo. El mango 102 incluye un armazón 106, el cual preferiblemente se fabrica de un material polimérico rígido adecuado o, como alternativa, de acero inoxidable o de una aleación de aluminio. Ventajosamente, el armazón 106 está dimensionado para que sea agarrado por las manos del cirujano. El mango 102 incluye además actuadores primero 108 y segundo 110, los cuales están montados en el armazón 106 de forma que tengan movimiento relativo con respecto a él para accionar el aparato.

El cuerpo 104 alargado puede incluir una camisa 112 exterior fabricada preferiblemente a partir de un material flexible tal como el Nitinol. De forma alternativa, se prevé que la camisa 112 exterior pueda ser rígida si, por ejemplo, está concebida para ser utilizada con un dispositivo de visión rígido. La camisa 112 exterior, si se proporciona, tiene una longitud de desde aproximadamente 25 hasta aproximadamente 40 milímetros (mm), preferiblemente de aproximadamente 37 mm y tiene un diámetro de desde aproximadamente 1,5 hasta aproximadamente 2,5 milímetros, preferiblemente de aproximadamente 2,3 mm. La camisa 112 exterior define un orificio 114 axial que se extiende a través de ella. También se contemplan otras dimensiones. De forma alternativa, se puede eliminar la camisa exterior.

ES 2 325 191 T3

Haciendo ahora referencia a las figuras 2-6A, en conjunto con la figura 1, la unidad de guiado de la sonda, identificada de forma general por el número 116 de referencia, está situada en el interior de la abertura 114 axial de la camisa 112 exterior. La guía 116 de la sonda está adaptada para que tenga movimiento longitudinal alternativo en el interior de la abertura 114 e incluye tubos (direccionales) de guiado huecos primero 118a y segundo 118b. Los tubos 118a, 118b de guiado están conectados preferiblemente entre sí durante una parte importante de sus respectivas longitudes, pero están separados en los tramos 120a, 120b finales distales como se representa mejor en las figuras 6 y 6A. Los tubos 118a, 118b de guiado dan cabida en su interior a sondas 122 electromagnéticas (figura 2) y guían a las sondas 122 en orientaciones deseadas en el interior del tejido.

Haciendo referencia en concreto a las figuras 3-6A, los tubos de guiado (o catéteres) 118a, 118b de la guía 116 de la sonda se fabrican preferiblemente a partir de un metal con memoria de forma tal como el NITINOL y se unen entre sí preferiblemente mediante soldadura o utilizando adhesivos. En la condición normal de los tubos 118a, 118b de guiado, cada uno de los extremos 120a, 120b distales de los tubos 118a, 118b asume la configuración arqueada mostrada en las figuras 3-6A, es decir, los tramos 120a, 120b finales distales tienen memoria para definir la orientación arqueada mostrada, proporcionando de esta forma trayectorias precisas para que las sigan las sondas 122 electromagnéticas para penetrar en el tejido. La orientación concreta de los tramos 120a, 120b con memoria de los tubos 118a, 118b de guiado se puede variar en función de los objetivos del procedimiento quirúrgico. Como se explicará más adelante, el extremo distal o los tramos 120a, 120b con memoria de los tubos 118a, 118b de guiado adoptan fácilmente una configuración lineal cuando están confinados dentro de la camisa 112 exterior de la parte 104 alargada.

En una realización preferente (por ejemplo, en aplicación a BPH), los tramos 120a, 120b con memoria de los tubos 118a, 118b de guiado definen un radio "r" de curvatura que oscila entre aproximadamente 0,250 pulgadas (6,35 mm) hasta aproximadamente 0,400 pulgadas (10,2 mm), siendo preferiblemente de aproximadamente 0,312 pulgadas (7,92 mm). Los tramos 120a, 120b con memoria también están separados por un ángulo "T" que va desde aproximadamente 45 hasta aproximadamente 90 (grados).

Claramente se contemplan también otras dimensiones y orientaciones angulares de los tramos 120a, 120b con memoria.

Haciendo referencia otra vez a la figura 2, las sondas 122 electromagnéticas situadas en el interior de los tubos 118a, 118b de guiado incluyen electrodos bipolares conformados de un cable sólido delgado capaz de transportar una corriente electromagnética de radiofrecuencia (RF). Los electrodos son relativamente flexibles para seguir la trayectoria definida por los tubos 118a, 118b de guiado, pero de suficiente rigidez para que se puedan hacer avanzar en el interior del tejido. Preferiblemente, los electrodos están fabricados de Nitinol de manera que puedan volver a su configuración normalmente recta después de ser doblados por los tubos de guiado. Cada uno de los electrodos tiene un extremo acabado en punta para facilitar su penetración a través del tejido. Cada electrodo tiene una capa aislante, designada por el número 124 de referencia, que se extiende a lo largo de una parte importante de su longitud para evitar daños a tejido corporal no objetivo. Por lo tanto, cada electrodo está aislado eléctricamente de su tubo de guiado. La capa 124 aislante termina dejando al descubierto los tramos penetrantes distales de los electrodos 122, permitiendo de esta forma la transmisión de corriente electromagnética RF al tejido corporal objetivo. De forma alternativa, se podrían proporcionar electrodos monopoles.

Haciendo ahora referencia a las figuras 7-11, la unidad 116 de sonda que se extiende a través de la camisa 112 exterior está conectada funcionalmente al primer actuador 108. En una disposición preferente, el primer actuador 108 incluye un rebaje 125 interior que aloja al extremo proximal de la guía 116 de sonda en relación de interconexión tal como se muestra en la figura 10A. También están previstos otros sistemas de montaje para la conexión del actuador 108 con la guía 116 de la sonda tales como el uso de adhesivos, tornillos, o similares. El movimiento longitudinal del primer actuador 108 provoca el movimiento longitudinal correspondiente de la unidad 116 de guiado de la sonda en el interior de la camisa 112 exterior. Es decir, el primer actuador 108 tiene el movimiento permitido para provocar el movimiento alternativo de la guía 116 de la sonda entre una primera posición retraída en la que el extremo distal o los tramos 120a, 120b con memoria de la guía 118a, 118b están contenidos en el interior de la camisa 112 exterior y una segunda posición avanzada en la que los tramos 120a, 120b con memoria sobresalen del extremo distal de la camisa 112 exterior y asumen sus posiciones orientadas en ángulo tal como se explicará más adelante en este documento.

El segundo actuador 110 está conectado funcionalmente a las sondas 122 electromagnéticas situadas en el interior de tubos 118a, 118b de guiado. Para conectar el actuador 110 se puede utilizar cualquier medio convencional que se le ocurra a alguien con experiencia en la técnica. En la realización preferente se empleará una relación de interconexión de los extremos proximales de las sondas 122 electromagnéticas con un rebaje interior del segundo actuador 110 (tal como el sistema explicado anteriormente para el primer actuador 108). El segundo actuador 110 tiene el movimiento permitido para provocar el movimiento correspondiente de las sondas 122 electromagnéticas en el interior de sus respectivos tubos 118a, 118b de guiado para hacer que los tramos finales penetrantes de las sondas 122 sobresalgan de los tubos para su despliegue al interior del tejido.

Como se ve en las figuras 7, 10 y 11, se proporcionan un par de alambres 126 conductores para conectar las sondas 122 electromagnéticas al acoplamiento 128 montado en el mango 102. El acoplamiento 128 se puede conectar a una fuente "s" externa de energía de radio frecuencia como se representa esquemáticamente en la figura 1.

Haciendo ahora referencia a las figura 12, se muestra el aparato 100 colocado en el interior de un citoscopio 200 convencional para tratamiento térmico de la próstata "p" con el fin de aliviar los síntomas de la BPH. Un citoscopio 200 convencional con el cual se puede utilizar el aparato de la presente explicación es el ACN FlexibleCystoNephroscope fabricado por Circon ACMI. El citoscopio 200 incluye un mango 202 y una parte 204 alargada flexible conectada al mango 202 y que sobresale distalmente del mango. El citoscopio 200 incorpora un sistema óptico para permitir que se vea el tejido a tratar. Como se representa en la figura 13, el sistema óptico preferiblemente consiste en haces de fibra óptica flexibles (identificados por el número 206 de referencia), los cuales están contenidos en el interior de un orificio longitudinal que se extiende a través de la parte 204 alargada del dispositivo 200 de visión. Los haces 206 de fibra óptica se extienden hasta el ocular 208 donde el cirujano puede ver la imagen transmitida por el sistema óptico.

El citoscopio 200 también incluye un sistema de iluminación que proporciona luz de iluminación a la zona de tejido objetivo. El sistema de iluminación incluye una pluralidad de fibras 210 ópticas, las cuales están contenidas en el interior de una pluralidad de canales longitudinales (se muestran dos de ellos) de la parte 204 alargada y que se extienden por el interior del mango 202 donde terminan en el acoplador 212 de iluminación. Como es conocido en la técnica, el acoplador 212 de iluminación se puede conectar a una fuente de luz convencional. El citoscopio 200 incluye además un canal 214 de trabajo que se extiende a través de la parte 204 alargada flexible y que termina en un orificio 216 del canal del mango 202. El canal 214 de trabajo está adaptado para dar cabida a diferentes instrumentos quirúrgicos a través del orificio 216 del canal (por ejemplo, el aparato 100 para tratamiento térmico) con el fin de permitir la realización de procedimientos quirúrgicos en el extremo distal del citoscopio 200. Preferiblemente, el citoscopio 200 es un dispositivo de visión de 5 mm.

Funcionamiento

Se tratará ahora del uso del aparato 100 con el citoscopio 200 en conjunto con el tratamiento térmico de tejido prostático. El citoscopio 200 se inserta a través del canal uretral "u" del paciente y se hace avanzar por el interior del canal hasta que el extremo distal queda cerca de la glándula prostática "p". Después de eso, se inserta el cuerpo 104 alargado del aparato 100 en el interior del canal 214 de trabajo del citoscopio 200 y se hace avanzar hacia el interior de dicho canal 214 de trabajo hasta que el mango 102 del aparato hace contacto con el orificio 216 del canal del mango 202 del dispositivo de visión. Como método alternativo de inserción, el aparato 100 se puede colocar en el interior del citoscopio 200 antes de la inserción en el interior del conducto uretral "u" y el conjunto completo se puede hacer avanzar entonces por el interior del conducto uretral. Se prevé que el mango 102 del aparato 100 pueda incorporar un mecanismo de bloqueo para engranar de forma fija con el orificio 216 del canal del mango 202 del citoscopio 200.

Haciendo referencia ahora a la figura 14, se muestra la unidad 116 de guiado de la sonda en su posición retraída. En esta posición, los tramos 120a, 120b finales distales de los tubos 118a, 118b de guiado están rodeados por la camisa 112 exterior (y por la parte 204 alargada del dispositivo de visión 200) asumiendo de ese modo una configuración general lineal en el interior de la camisa 112. A continuación, se hace avanzar distalmente el primer actuador 108 como se representa en la figura 15 para mover la unidad 116 de guiado de la sonda desde su posición retraída de la figura 14 hasta su posición extendida de la figura 16. Tras salir del canal 214 de trabajo del citoscopio 200, los extremos distales o los tramos 120a, 120b con memoria de los tubos 118a, 118b de guiado ya no están rodeados por la camisa 112 exterior y de esta forma son libres de asumir sus configuraciones curvas normales exentas de tensiones representadas en la figura 16. Al salir a través de la cara final distal del canal 214 de trabajo del citoscopio 200, se puede monitorizar el despliegue de los tubos 118a, 118b de guiado con el sistema óptico del citoscopio 200. Es decir, se consigue visión a 0 grados y oblicua. En la posición extendida de los tubos 118a, 118b de guiado, los tramos 120a, 120b finales distal pueden sobresalir ligeramente de la circunferencia exterior del dispositivo de visión 200 pero, sin embargo, no perforan el revestimiento uretral. Hay que destacar que el grado de despliegue de los tramos 120a, 120b con memoria de los tubos 118a, 118b de guiado se puede seleccionar para conseguir de ese modo las orientaciones angulares deseadas de los tramos 120a, 120b con memoria, controlando por consiguiente la orientación de los electrodos desplegados. (Como se ha destacado anteriormente, de forma alternativa, no tiene por qué proporcionarse la camisa 112 exterior y el aparato se hace avanzar a través del canal de trabajo hasta dejar al descubierto los tubos de guiado).

Haciendo ahora referencia a las figuras 17-19, con los tramos 120a, 120b finales distal en sus posiciones extendidas, se dirige la atención al despliegue de las sondas 122 electromagnéticas. La figura 17 representa las sondas 122 electromagnéticas en su posición retraída en el interior de los tubos 118a, 118b de guiado. Selectivamente, se hace avanzar distalmente al segundo actuador 110 para hacer que las sondas 122 electromagnéticas avancen desde los tubos 118a, 118b de guiado, como se representa en la figura 18. Durante el movimiento de avance, los tramos 126 finales penetrantes de las sondas 122 se doblan o se curvan para adaptarse a la configuración curva de los tramos 120a, 120b con memoria de los tubos 118a, 118b de guiado para perforar la pared uretral "u" y entrar en el tejido prostático "p". El grado de despliegue de las sondas 122 electromagnéticas (por ejemplo, su despliegue parcial) se puede controlar de forma selectiva con el segundo actuador 110 para proporcionar de ese modo un nivel de control sobre el campo de tratamiento térmico generado por la sonda.

Se suministra entonces energía al sistema para tratar térmicamente (por ejemplo, destruir por ablación, vaporizar o cauterizar) con energía RF el tejido prostático que se desee. Como resultado de este tratamiento, el tejido prostático BPH se necrosa y muere, reduciendo de esta manera la presión de la pared uretral y aliviando los síntomas de la BPH. Durante el tratamiento, la profundidad de penetración de los tramos 126 finales penetrantes de las sondas 122 electromagnéticas se puede ajustar de forma selectiva mediante el movimiento del segundo actuador 110 para permitir que zonas específicas del tejido prostático "p" sean objetivo para el tratamiento térmico proporcionado así flexibilidad

ES 2 325 191 T3

y control del patrón de calentamiento. Preferiblemente, durante el tratamiento, la capa 124 aislante de las sondas 122 electromagnéticas hace contacto con la pared uretral “u” para evitar daños a la pared.

Después de la finalización del procedimiento, el sistema se deja sin energía y el citoscopio 200 y el aparato se extraen del conducto uretral “u”.

La figura 20 es una vista en perspectiva del extremo distal del citoscopio 200 con un aparato auxiliar alternativo para tratamiento térmico montado en el interior del canal 214 de trabajo (figura 13) del dispositivo de visión. Este aparato para tratamiento térmico es idéntico al aparato descrito en relación con la figura 1 excepto en que, de acuerdo con esta realización, un mayor tramo o longitud de la sonda 122 electromagnética interior queda al descubierto (es decir, sin aislamiento) para aumentar la zona de tratamiento térmico generada por las sondas (compárese con la figura 19). Se debe apreciar que las longitudes de los tramos de electrodo al descubierto, es decir, la longitud del aislamiento, se pueden variar para conseguir los objetivos de tratamiento térmico deseados.

Aunque la descripción anterior contiene muchos datos específicos, éstos no se deberían interpretar como limitaciones al alcance del invento tal como está definido por las reivindicaciones adjuntas, sino simplemente como ejemplos de realizaciones preferentes del mismo. Por ejemplo, se puede utilizar microondas u otras formas de energía electromagnética.

REIVINDICACIONES

1. Un aparato (100, 400) auxiliar para tratamiento térmico electromagnético para su uso con un endoscopio para dotar a dicho endoscopio de capacidades de tratamiento térmico electromagnético, el cual comprende:

una porción (102) de mango,

una parte (104) alargada que sobresale de la porción de mango, estando dicha parte alargada dimensionada para ser insertada al menos parcialmente en el interior de un canal de trabajo de un endoscopio, incluyendo dicha parte alargada:

al menos un tubo (118a, 188b) de guiado que tiene el movimiento permitido longitudinalmente con respecto a la porción de mango para hacer que un tramo sobresalga más allá del canal de trabajo del endoscopio; y

una sonda (122) electromagnética situada en el interior del tubo de guiado y con el movimiento permitido longitudinalmente con respecto al tubo de guiado para hacer que un tramo final de dicha sonda sobresalga del tubo de guiado y hacia el interior del tejido,

un actuador (108) del tubo montado en la porción de mango y conectado funcionalmente con el tubo de guiado, teniendo el actuador del tubo el movimiento permitido para mover dicho tubo de guiado entre una primera posición retraída y una segunda posición avanzada,

un actuador (110) de la sonda montado en la porción de mango y conectado funcionalmente a la sonda electromagnética, teniendo el actuador el movimiento permitido para hacer que el tramo final de la sonda sobresalga del tubo de guiado; **caracterizado** el aparato porque:

el tubo de guiado incluye un tramo (120a, 120b) con memoria que comprende un material con memoria de forma y que define una configuración curva normalmente exenta de tensiones, por lo cual el movimiento del tramo con memoria más allá del canal de trabajo del endoscopio provoca que dicho tramo con memoria asuma la configuración curva normal exenta de tensiones, y porque la sonda electromagnética está adaptada para seguir a la configuración curva del tramo con memoria del tubo de guiado en el estado normal exento de tensiones de la misma.

2. El aparato auxiliar de acuerdo con la reivindicación 1, en el cual la parte alargada incluye tubos (118a, 118b) de guiado primero y segundo, teniendo cada uno de dichos tubos de guiado primero y segundo una sonda electromagnética situada en su interior.

3. El aparato auxiliar de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en el cual la parte alargada incluye una camisa (112) exterior flexible, estando el tubo de guiado situado al menos parcialmente en el interior de la camisa exterior.

4. El aparato auxiliar de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el cual la sonda electromagnética es un electrodo bipolar.

5. El aparato de acuerdo con cualquiera de las reivindicaciones 1 a 3, en el cual la sonda electromagnética es un electrodo monopolar.

6. Un sistema para tratamiento térmico de tejido, el cual comprende:

un endoscopio (200) que incluye:

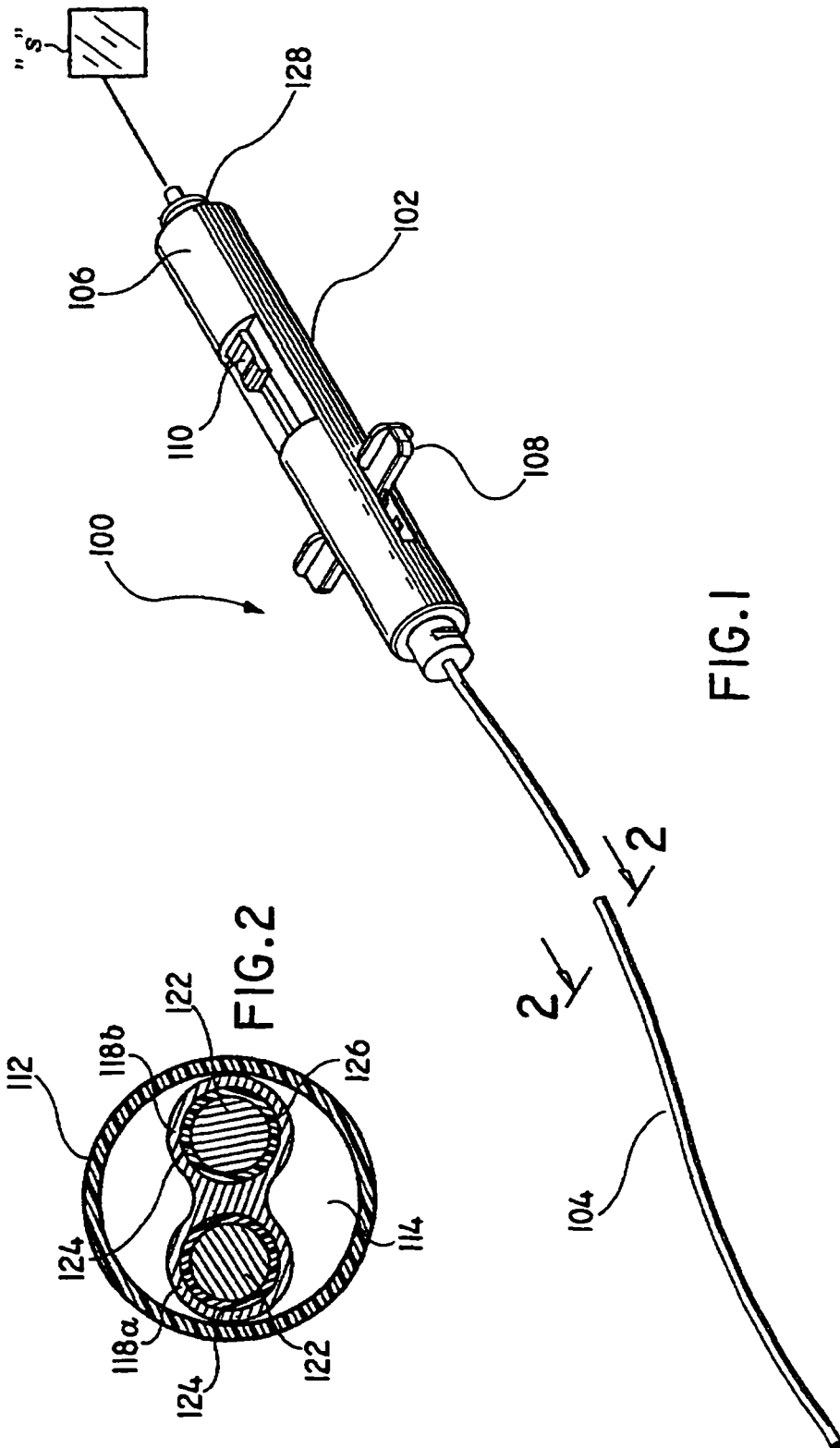
un armazón;

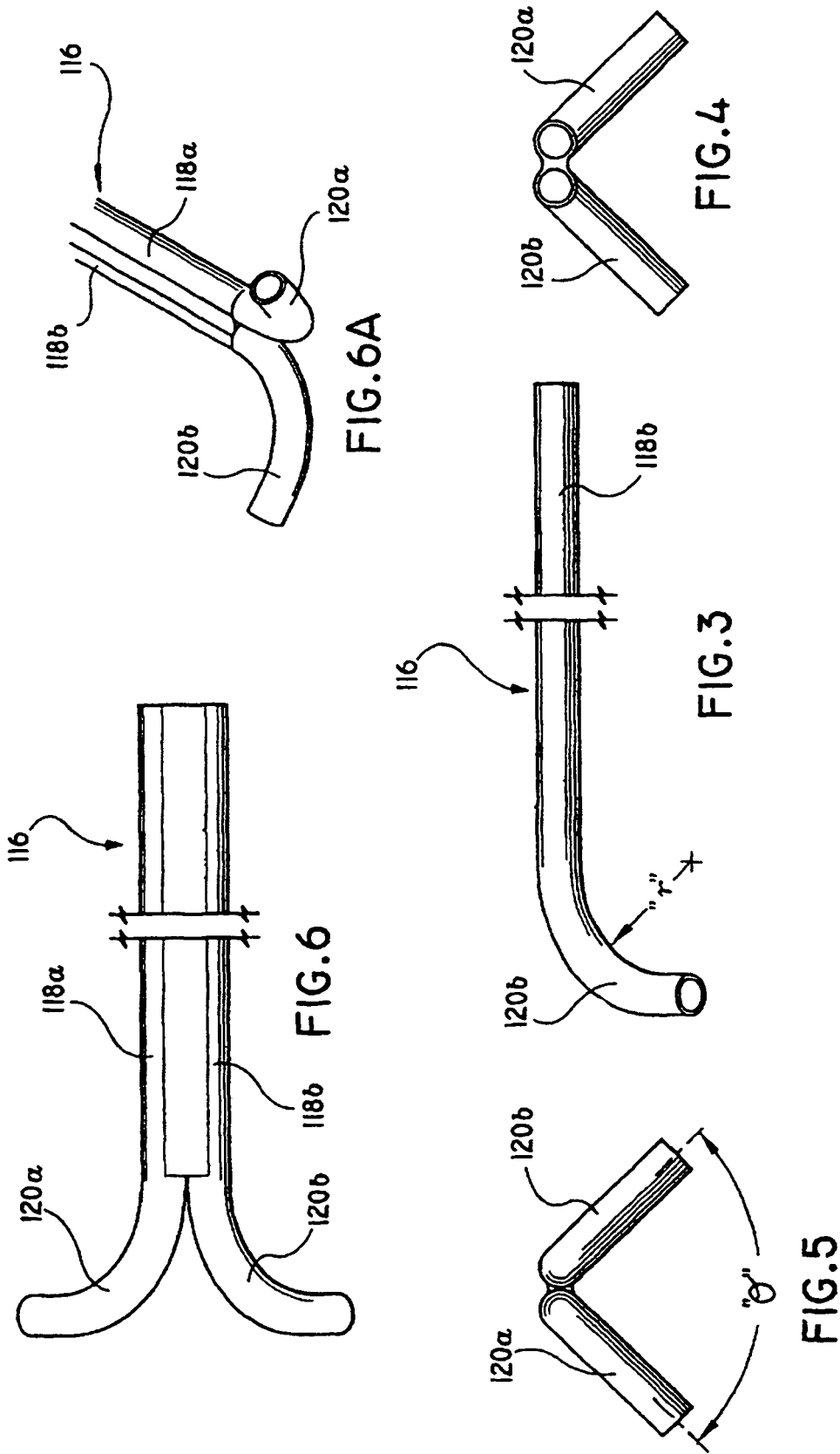
una parte (204) alargada endoscópica que sobresale del armazón, teniendo dicha parte endoscópica un canal (214) de trabajo que se extiende a lo largo de la longitud de la misma; y

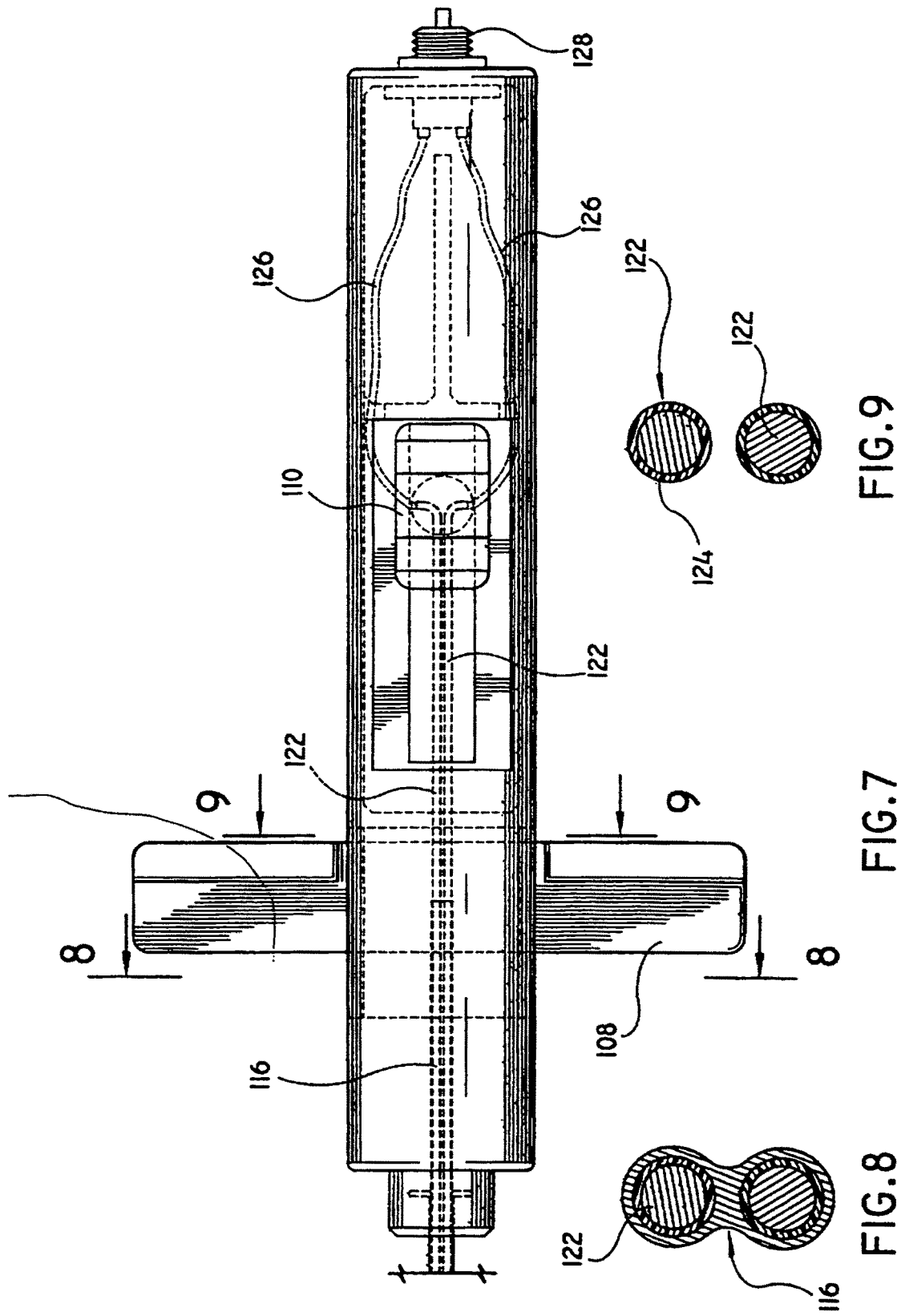
el aparato auxiliar para tratamiento térmico electromagnético de cualquier reivindicación precedente, en el cual la parte alargada se puede insertar al menos parcialmente en el interior del canal de trabajo.

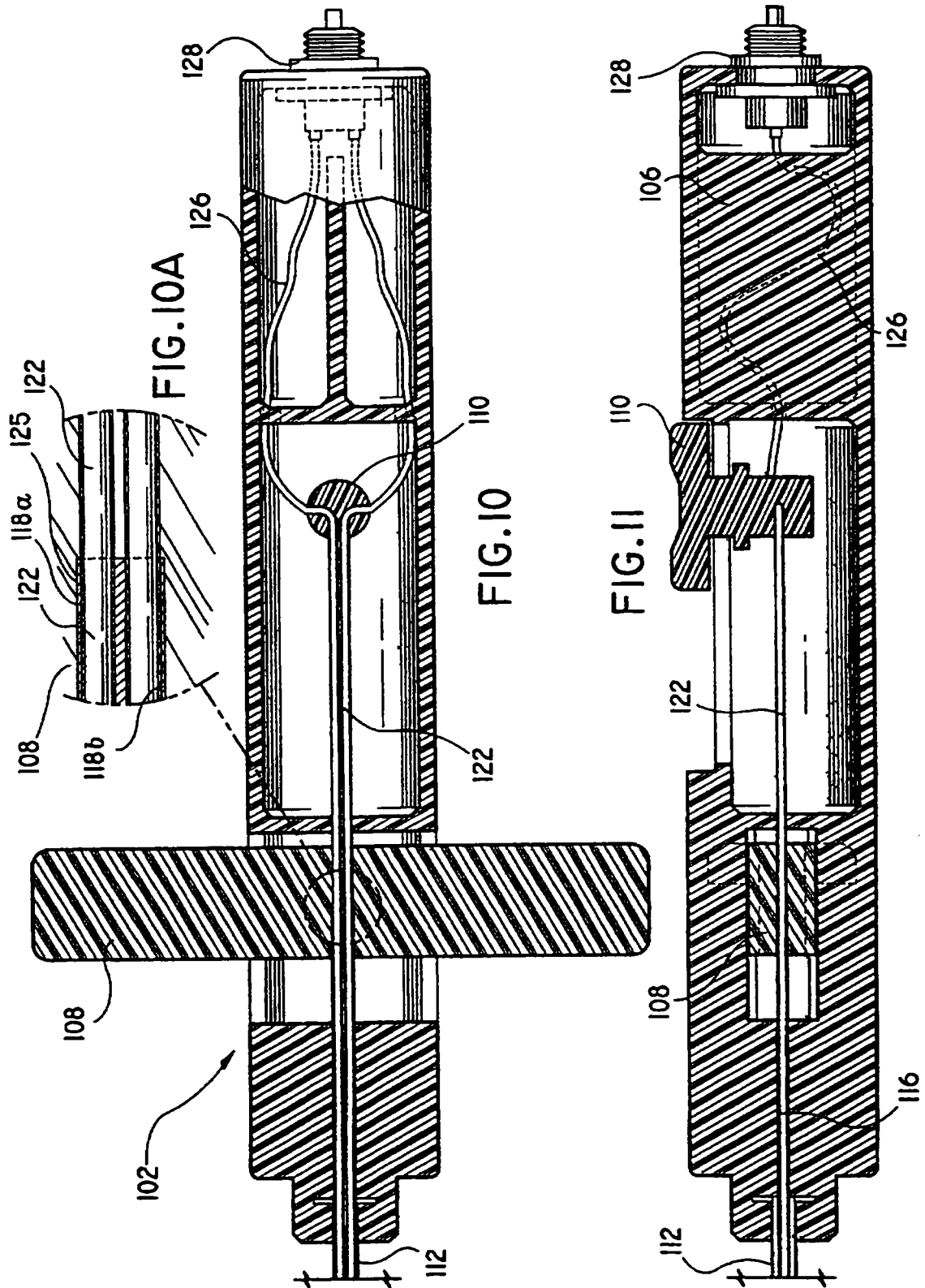
7. La combinación de la reivindicación 6, en la cual el canal de trabajo de la parte endoscópica del endoscopio incluye un orificio axial que se extiende a través de la cara final distal de la parte endoscópica.

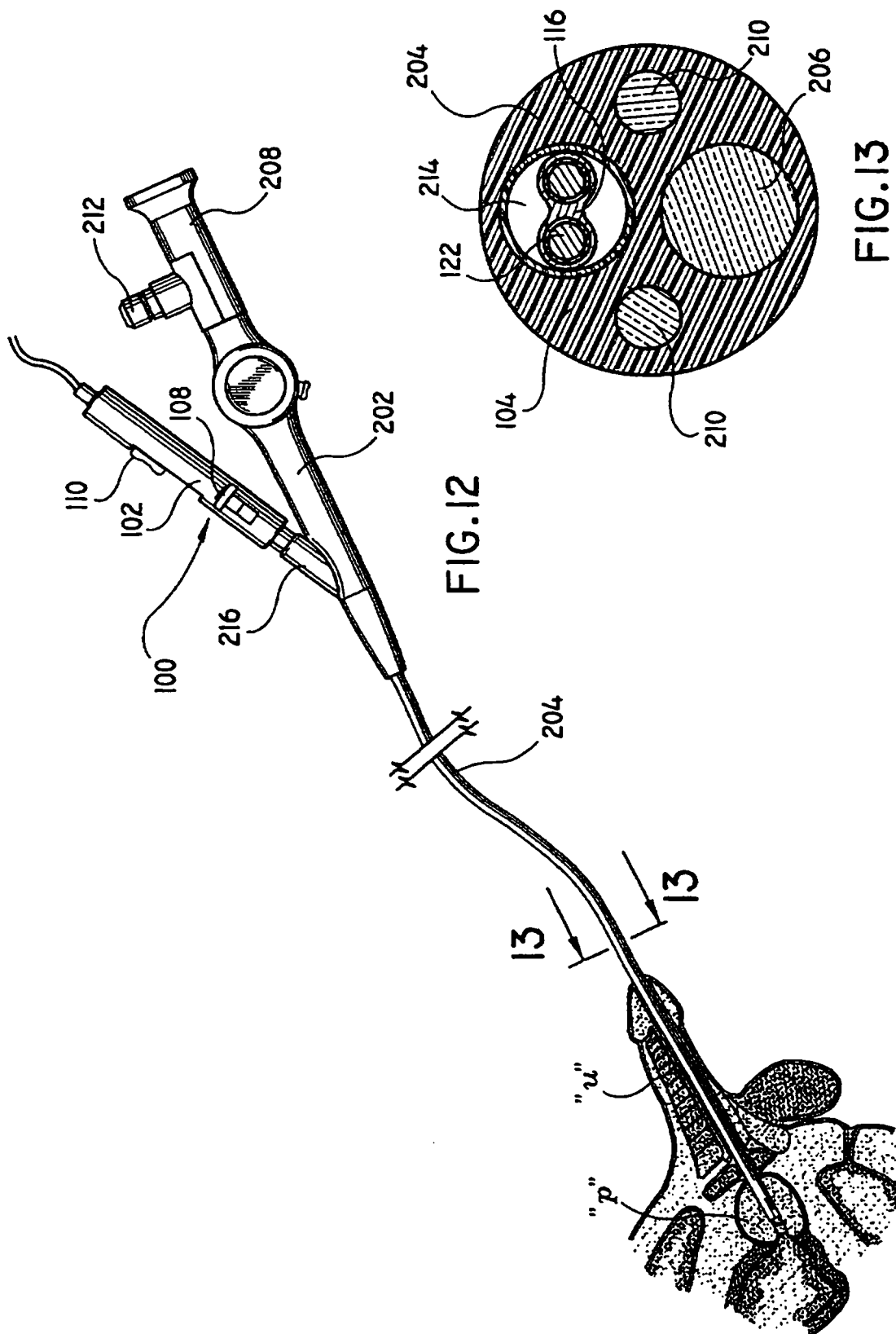
8. La combinación de la reivindicación 6 ó 7, en la cual el endoscopio incluye un sistema (206, 208) óptico para ver una imagen de un objeto y un sistema (212) de iluminación para proporcionar luz de iluminación.

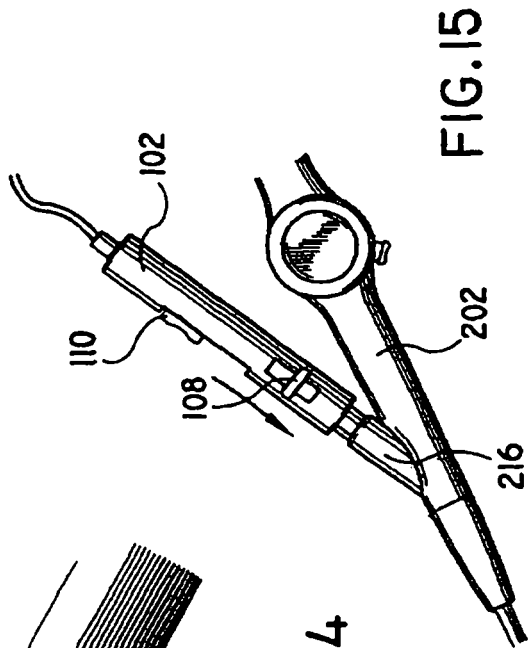
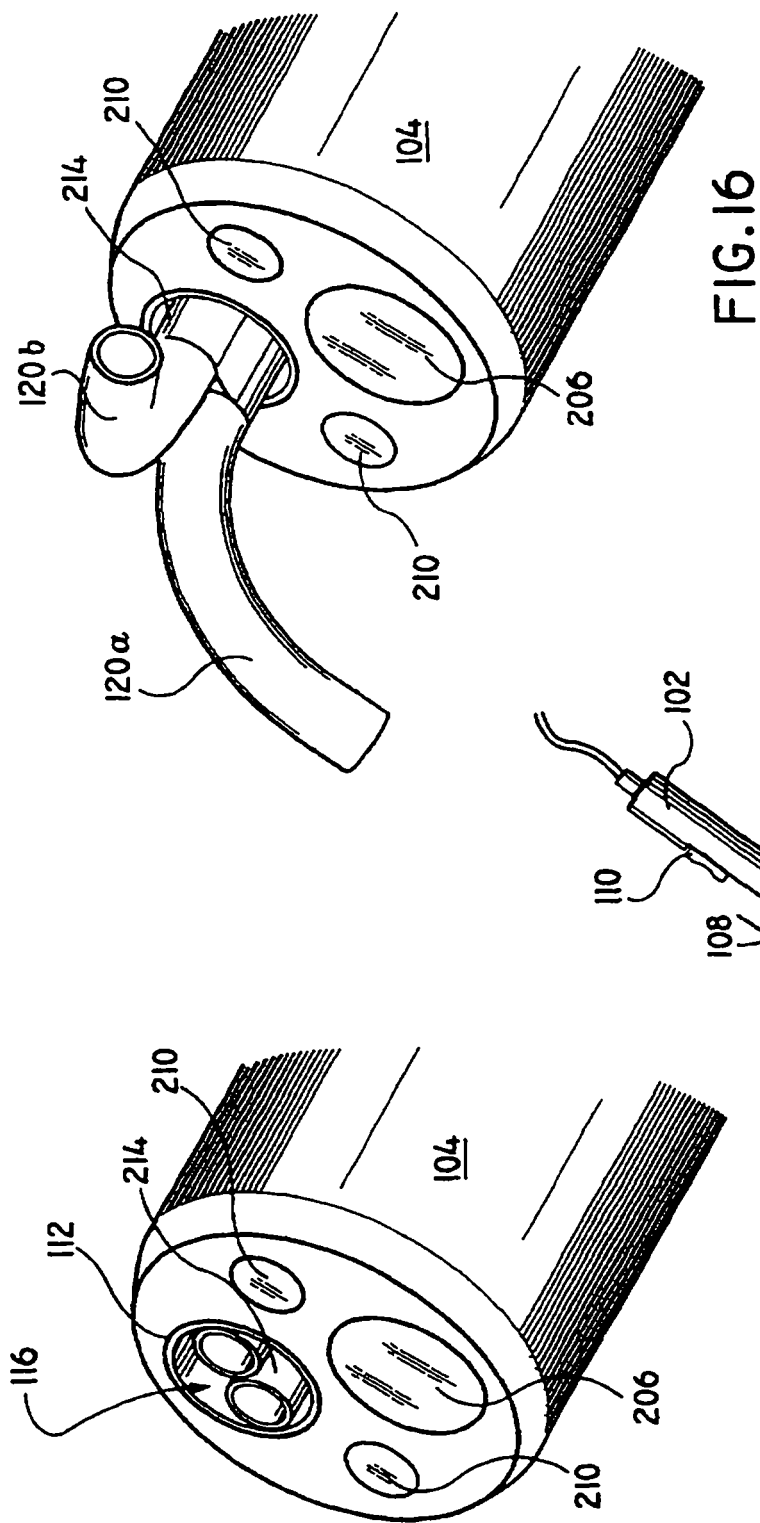












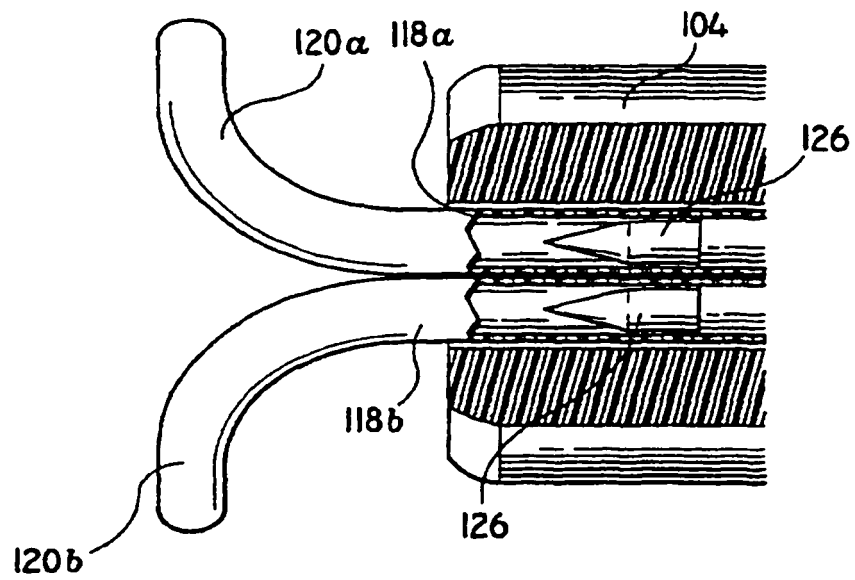


FIG. 17

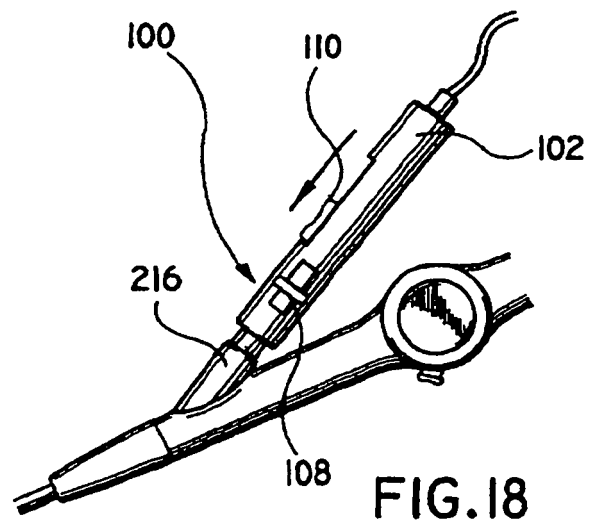


FIG. 18

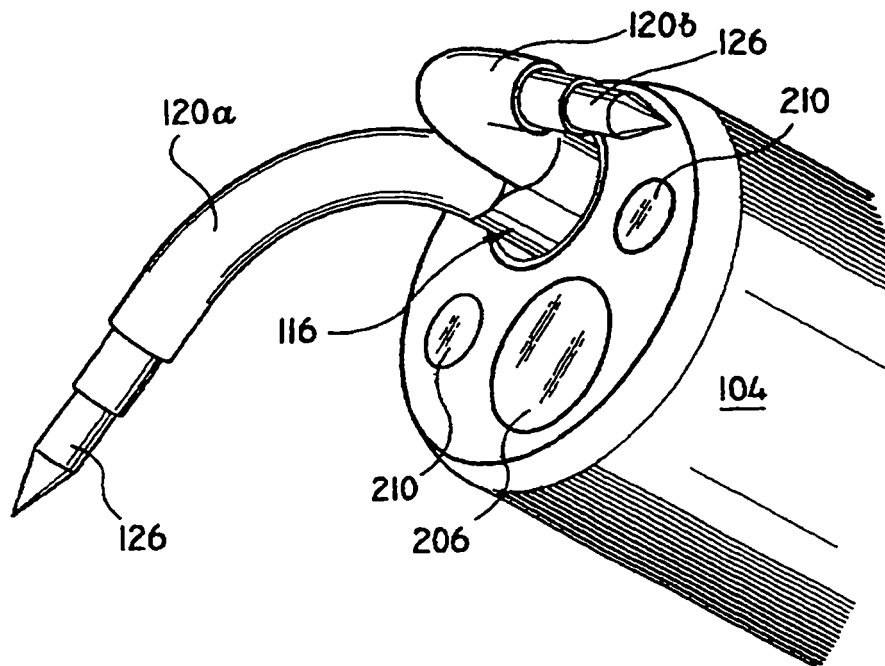


FIG.19

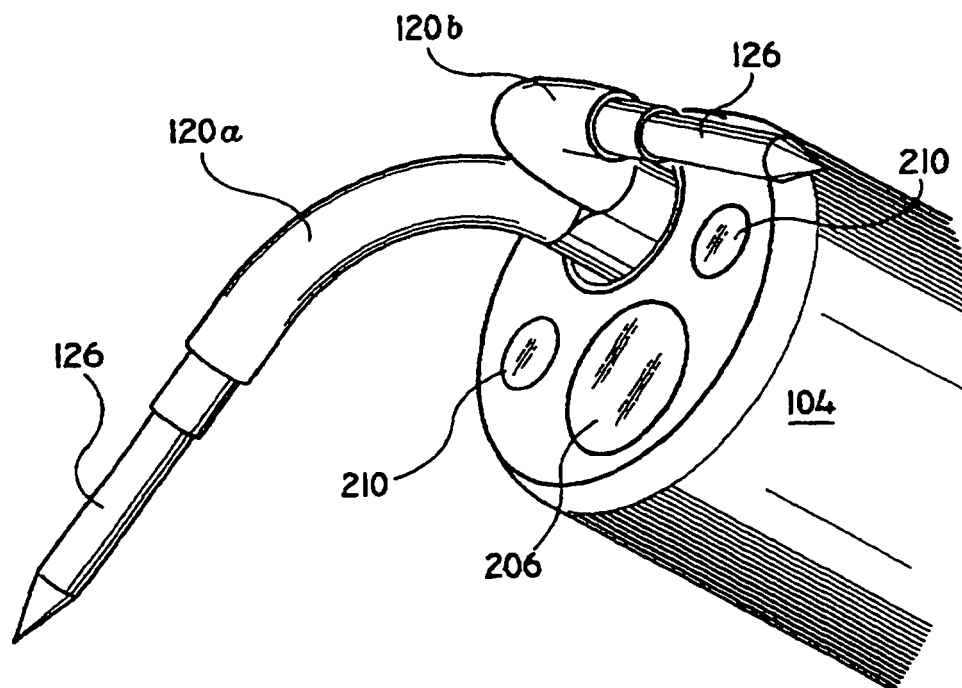


FIG.20