



(19)



OFICINA ESPAÑOLA DE
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 331 188**

(51) Int. Cl.:
A61B 18/00 (2006.01)

(12)

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

(96) Número de solicitud europea: **05002257 .3**

(96) Fecha de presentación : **03.02.2005**

(97) Número de publicación de la solicitud: **1561430**

(97) Fecha de publicación de la solicitud: **10.08.2005**

(54) Título: **Instrumento electroquirúrgico reforzado con gas, integrado.**

(30) Prioridad: **03.02.2004 US 541326 P**

(45) Fecha de publicación de la mención BOPI:
23.12.2009

(45) Fecha de la publicación del folleto de la patente:
23.12.2009

(73) Titular/es: **Covidien AG.**
Victor von Bruns-Strasse 19
8212 Neuhausen am Rheinfall, CH

(72) Inventor/es: **Sartor, Joe Don;**
Reschke, Arlan J.;
Arts, Gene H.;
Podhajsky, Ronald J. y
Hogan, Michael

(74) Agente: **Elzaburu Márquez, Alberto**

ES 2 331 188 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

Instrumento electroquirúrgico reforzado con gas, integrado.

5 Antecedentes

La presente exposición está relacionada con los dispositivos que se utilizan en los procedimientos abiertos, laparoscópicos y endoscópicos, para el tratamiento del tejido. Más en particular, la presente exposición está relacionada con los instrumentos quirúrgicos mejorados con gas, incluyendo los instrumentos electroquirúrgicos para el tratamiento del tejido, los cuales incluyen un suministro de gas reemplazable autocontenido y/o seleccionable, para su uso durante las aplicaciones médicas o quirúrgicas. El documento US-A-S 330469 (Fleenor y otros) de 13 de Julio de 1994 (1994-07-19) expone todas las características que se expresan en la parte de caracterización de la reivindicación 1.

Antecedentes de la técnica relacionada

15 Son bien conocidos los dispositivos que se citan de ahora en adelante que incluyen los instrumentos para el tratamiento de tejidos, por ejemplo, para la división, disección, ablación de tejidos, o para detener la pérdida de sangre y la coagulación del tejido. Por ejemplo, varios instrumentos de la técnica anterior, utilizan la coagulación térmica (sondas calientes) para la detención del sangrado. No obstante, puesto que la sonda tiene que ser llevada a un contacto cercano con el tejido de sangrado, la sonda puede adherirse al tejido durante la extracción de la sonda, y podría posiblemente provocar un sangrado repetido. Muchas sondas quirúrgicas pueden producir también el establecimiento de escaras sobre la punta de la sonda, lo cual afectará perjudicialmente a la eficiencia del instrumento quirúrgico. Otros instrumentos dirigen una corriente de alta frecuencia a través del tejido para poder detener el sangrado. De nuevo, la adherencia de escaras puede tener lugar con estos instrumentos. Además de ello, con ambos tipos de instrumentos, es difícil frecuentemente el poder controlar la profundidad de la coagulación.

Uno o más dispositivos de la técnica anterior han intentado resolver ciertos problemas anteriores y otros más mediante el suministro de un instrumento de coagulación similar a un tubo, en el cual un gas ionizable, por ejemplo gas argón, es suministrado desde un envase o depósito remoto de gas al instrumento, y siendo ionizado mediante un electrodo con antelación a la emisión del gas desde el extremo distal del instrumento hacia el tejido de sangrado. Se han desarrollado otros instrumentos los cuales incluyen un electrodo para ionizar un flujo de gas ionizable de suministro remoto, el cual sale por el extremo distal del instrumento, con una velocidad de al menos aproximadamente 1 litro/minuto. Mediante el suministro del gas con esta velocidad se cree que nubla la zona del tejido y crea una “atmósfera” de gas ionizable para coagular suavemente el tejido. La atmósfera del gas ionizado es beneficiosa, por ejemplo, porque ayuda a enfocar un arco de energía adyacente al electrodo, y desplazando el oxígeno desde la zona y reduciendo el esfuerzo de oxidación del tejido.

Se cree que los instrumentos electroquirúrgicos que utilizan un gas ionizable para realmente coagular el tejido utilizan en su totalidad una manguera de gas (o bien otra conexión similar a una manguera) para conectar el instrumento al depósito o envase de gas grande, renovable y remoto para su utilización durante la operación. Típicamente, el suministro o fuente del gas está situado en la proximidad cercana a la sala de operaciones, en donde el gas es almacenado para un uso repetido durante la operación y siguientes operaciones. Tal como puede apreciarse, el tener el suministro de gas conectado al instrumento electroquirúrgico puede distraer la atención de los cirujano, y oneroso (especialmente durante los procedimientos quirúrgicos intensos y complicados, por ejemplo en aquellos que utilicen múltiples instrumentos simultáneamente), y predispuestos a enredarse o interferir con los demás cables electroquirúrgicos conectados al instrumento(s). Así pues, existe la necesidad de desarrollar un instrumento electroquirúrgico autocontenido y de gas mejorado, y de pequeños cilindros de gas presurizado utilizable con el mismo, que elimine la necesidad de mangueras de gas y situados remotamente y los grandes envases de almacenamiento de gas. Los instrumentos electroquirúrgicos de acuerdo con esta exposición incluyen un pequeño cilindro con gas autocontenido, reemplazable, de gas inerte presurizado (preferiblemente de gas argón, o una mezcla de gases inertes) que proporcione ventajas con respecto al uso de los grandes envases remotos de gas ionizable para distintos usos genéricos, incluyendo la dispersión de residuos o fluidos en salas quirúrgicas.

Los instrumentos y los pequeños envases de la presente exposición son fáciles de manipular y de manejar. Estos instrumentos pueden configurarse para poder incluir una o más de una diversidad de características, por ejemplo, reguladores de flujo y/o presión, válvulas reguladoras de presión, instrumentos de medida, indicadores, sensores y sistemas de control que puedan adaptarse al uso en el procedimiento quirúrgico. Los instrumentos y los controles asociados con los mismos pueden controlarse a mano y con la vista por el usuario, los cuales pueden en consecuencia proporcionar la oportunidad de obtener unos resultados optimizados. Los pequeños envases y su contenido pueden adaptarse también, por ejemplo, en términos del uso de un gas inerte en particular o una mezcla de gases, presión de gas, volumen, velocidad del flujo, etc., para adaptarse al instrumento en particular y/o procedimiento, proporcionando también por tanto la oportunidad de poder obtener unos resultados optimizados.

Sumario

65 La presente invención proporciona un instrumento electroquirúrgico según se define en la reivindicación independiente 1.

Un instrumento electroquirúrgico para proporcionar un gas inerte ionizado a un emplazamiento quirúrgico incluye un armazón que tiene un extremo proximal y un extremo distal, en donde el extremo distal tiene una abertura para emitir el gas, un receptáculo para asentar un cilindro del gas presurizado en el mismo, y puede tener un cilindro asentado en el receptáculo y conteniendo el gas presurizado, que comprende un gas inerte, un electrodo activo situado en forma adyacente del extremo distal del armazón, estando el electrodo adaptado para su conexión a una fuente de energía electroquirúrgica, un tubo para canalizar el gas presurizado hacia la proximidad del electrodo, y al menos un actuador para llevar el flujo de gas inerte presurizado desde el cilindro al electrodo activo, y para realizar el suministro de la energía electroquirúrgica desde la fuente hacia el electrodo activo, para ionizar el gas inerte para su utilización en el emplazamiento quirúrgico.

En una realización, al menos un actuador hace que circule el flujo del gas presurizado y opera también como un actuador, el cual propulsa el suministro de la energía electroquirúrgica. En otra realización, al menos un actuador puede estar adaptado para accionar la liberación del gas presurizado desde el cilindro con antelación al suministro de la energía electroquirúrgica. Incluso en otra realización, un primer actuador propulsa el flujo del gas presurizado desde el cilindro, y un segundo actuador hace que circule el gas presurizado desde el cilindro, y un segundo actuador activa el suministro de la energía electroquirúrgica desde la fuente al electrodo activo.

Se contempla que pueden utilizarse uno o más elementos para accionar el primer actuador con antelación al accionamiento del segundo actuador. Al menos un actuador para el accionamiento del flujo de gas presurizado puede comprender una válvula. El cilindro puede incluir una salida sellada y la válvula puede incluir un acoplamiento para el acoplo y el desacoplo de la junta del cilindro. La válvula puede incluir una cámara de distribución entre el acoplamiento y el canal para limitar el flujo del gas presurizado hacia el canal. La válvula puede comprender un regulador de presión para regular la presión de gas. Puede incluirse un regulador de presión para regular la presión del gas que circula hacia la proximidad del electrodo activo separado y próximo a la válvula de activación del flujo hacia el electrodo. La regulación de la presión se consigue con un único regulador fijado al cilindro o con la adición de un segundo regulador para tener un control inferior o más preciso de la presión. Puede incluirse un primer regulador del flujo, el cual regule selectivamente el flujo del gas presurizado desde el cilindro, y opcionalmente un segundo regulador del flujo podría incluirse, el cual realice la regulación selectiva del flujo del gas presurizado hacia el electrodo por debajo de un nivel seleccionado.

En una realización, al menos un actuador que accione el flujo del gas inerte presurizado desde el cilindro, y que accione el suministro de la energía electroquirúrgica, será ajustable selectivamente para ajustar de forma selectiva el flujo del gas presurizado, y el suministro de la energía electroquirúrgica. El primer actuador puede ser adaptado para ajustar selectivamente el flujo del gas presurizado desde el cilindro, y/o el segundo actuador puede ser adaptado para ajustar de forma selectiva la cantidad de energía electroquirúrgica que se suministre hacia la proximidad del electrodo activo. Puede incluirse también un regulador de presión, el cual tenga una válvula reguladora de presión en comunicación con el cilindro, y para dar salida a la presión del gas presurizado en el cilindro. Puede incluirse también en el instrumento una válvula de regulación de la presión, que libere la presión del gas presurizado, y puede incluirse un limitador del flujo que limite el flujo del gas presurizado hacia el electrodo.

En otra realización, el instrumento electroquirúrgico puede incluir una válvula que controle el flujo del gas presurizado desde el cilindro, en donde al menos un actuador accione el flujo del gas inerte presurizado desde el cilindro hacia el electrodo activo, y que accione el suministro de la energía electroquirúrgica desde la fuente hacia el electrodo activo. Al menos un actuador puede ser movable desde una primera posición hacia al menos una subsiguiente posición, que provoque operativamente al menos que una señal de salida eléctrica sea transmitida hacia la válvula de control del flujo y hacia la fuente. Preferiblemente, al menos una señal de salida estará correlacionada con el grado de movimiento de al menos un actuador, y la válvula de control del flujo, y la fuente de energía electroquirúrgica, que estarán adaptados respectivamente para suministrar un flujo correspondiente de gas presurizado y una magnitud correspondiente de energía electroquirúrgica al electrodo activo. El instrumento electroquirúrgico puede incluir también al menos un transductor conectado eléctricamente entre al menos un actuador y la válvula de control de flujo, y entre al menos un actuador y la fuente de energía. Se contempla que esta configuración permitirá que al menos se transmita una señal de salida eléctrica hacia la válvula de control del flujo y hacia la fuente.

En otra realización inclusive, el instrumento electroquirúrgico incluye una válvula que controle el flujo del gas presurizado desde el cilindro, en donde el primer actuador y el segundo actuador serán ajustables selectivamente desde una primera posición hacia al menos una segunda posición. Se contempla que este movimiento transmita operativamente una respectiva señal de salida hacia la válvula de control del flujo y hacia la fuente que esté correlacionada con la cantidad del movimiento aplicado del primer y segundo actuadores respectivos. En una realización particularmente útil, la válvula de control del flujo y la fuente de energía electroquirúrgica suministran en la forma correspondiente una cantidad de gas y de energía electroquirúrgica hacia el electrodo activo. Al menos un transductor puede estar conectado eléctricamente al electrodo activo. Al menos un transductor puede estar conectado eléctricamente entre el primer actuador y la válvula de control del flujo, y entre el segundo actuador y la fuente para transmitir las respectivas señales de salida hacia la válvula de control del flujo y la fuente.

En otras realizaciones, el instrumento electroquirúrgico puede incluir un regulador de flujo y un sensor en comunicación eléctrica con el regulador de flujo. El sensor puede estar configurado para detectar una condición seleccionada adyacente al extremo distal del armazón, y controlar automáticamente la regulación del flujo del gas presurizado hacia el electrodo activo. El instrumento puede incluir un sensor en comunicación eléctrica con una válvula reguladora de

ES 2 331 188 T3

la presión, que detecte una condición seleccionada en el emplazamiento quirúrgico, y que activará automáticamente la válvula de regulación de la presión para liberar la presión del gas presurizado en el cilindro. El instrumento puede incluir un sensor en comunicación eléctrica con el segundo actuador, el cual inicie el suministro de energía electroquirúrgica desde la fuente. El sensor en este caso puede ser configurado para detectar una condición seleccionada en el emplazamiento quirúrgico y modular automáticamente el suministro de energía al electrodo activo.

Incluso en otras realizaciones, el instrumento electroquirúrgico puede incluir un regulador de presión para reducir la presión del gas desde su nivel de presión en el cilindro hacia uno o más niveles inferiores seleccionados.

En realizaciones particularmente útiles, el instrumento electroquirúrgico está configurado para producir una fulguración electroquirúrgica de gas inerte, por ejemplo, para coagular, “pintar” en el sentido de coagulación, o producir un efecto de corte en el tejido corporal. El instrumento electroquirúrgico puede estar configurado y adaptado para su uso en aplicaciones abiertas, endoscópicas y/o laparoscópicas. El instrumento electroquirúrgico puede incluir también un sensor que esté conectado eléctricamente a una válvula de regulación de la presión de seguridad, la cual descargue presión del cilindro antes de eliminarse del receptáculo. Alternativamente, el instrumento puede incluir una ventilación que esté configurada para permitir que el usuario elimine o reduzca el resto de la presión del cilindro, antes o conforme el cilindro esté siendo extraído del receptáculo.

Incluso en otras realizaciones útiles, el electrodo activo puede estar localizado proximalmente en la abertura del armazón. El instrumento puede incluir un miembro que se extienda proximalmente desde el extremo distal del armazón, y el electrodo activo puede estar soportado sobre el miembro en una posición distal de la abertura.

El cilindro que es selectivamente acoplable o extraíble (tal como pueda utilizarse asentado o bien como una parte del instrumento quirúrgico, o en forma separada como un cilindro adecuado para su uso, por ejemplo, en un instrumento electroquirúrgico para aplicaciones médicas) contiene un gas presurizado que comprende un gas inerte, preferiblemente gas argón, o una mezcla de gases determinados y gases inertes. El cilindro tiene un volumen de aproximadamente 100 cc o inferior. La presión del gas en el cilindro puede ser de aproximadamente 20,68 Mpa (3000 libras por pulgada cuadrada) o inferior. El cilindro proporciona preferiblemente una velocidad de flujo de aproximadamente 0,2 litros/min., a 4 litros/min, y/o una velocidad de flujo nominal de aproximadamente 2 litros/min. El cilindro puede estar codificado en forma visible, por ejemplo con color, para indicar una característica del cilindro o del gas presurizado, por ejemplo, que contiene un gas inerte en particular o una mezcla de gases inertes, o bien la velocidad de flujo del gas inerte presurizado, o la velocidad de flujo del estado de llenado del gas inerte presurizado contenido, o del cilindro apropiado para su uso en un instrumento o procedimiento electroquirúrgico en particular.

En otra realización inclusive, el cilindro contiene un gas presurizado y siendo adecuado para su uso en un instrumento electroquirúrgico para aplicaciones médicas. El cilindro incluye un cuerpo que contiene un gas presurizado que comprende un gas inerte, teniendo el cuerpo un extremo proximal, un extremo distal y una junta hermética que sella una salida, en donde el volumen del cilindro es de aproximadamente 100 cc o inferior.

El cilindro puede incluir: una válvula de corte de presión de seguridad, operativa con o después de la ruptura de la junta hermética, para prevenir automáticamente el flujo del gas procedente de la salida, cuando el cilindro se extraiga del instrumento; una válvula de liberación de la presión de seguridad para controlar con seguridad la liberación de la sobrepresión del gas interno del cilindro; un instrumento de medida para continuamente medir e indicar al usuario el volumen del gas presurizado en el cilindro; una válvula de recarga para permitir el rellenado del cilindro con gas presurizado inerte sin extraer el cilindro de un instrumento de mano; y/o una válvula de control del flujo para controlar selectivamente el flujo del cilindro a través de la salida. El cilindro puede incluir un indicador que indique al usuario que la característica del gas presurizado en el cilindro está por debajo de un nivel seleccionado.

La presente exposición está relacionada con un instrumento electroquirúrgico para proporcionar un gas inerte a un emplazamiento quirúrgico, que incluye: un armazón que tiene un extremo proximal y un extremo distal, teniendo el extremo distal una abertura para emitir el gas ionizado; un receptáculo para asentar un cilindro de gas inerte presurizado en el mismo, en donde el armazón tiene un tubo que canaliza el gas inerte presurizado a la proximidad del electrodo; un electrodo activo localizado en forma adyacente al extremo distal del armazón, en donde el electrodo está adaptado para la conexión a una fuente de energía electroquirúrgica; y al menos un actuador (por ejemplo, una válvula) que accione el flujo del gas inerte presurizado del cilindro a la proximidad del electrodo activo, y que pueda accionar el suministro de energía electroquirúrgica desde la fuente de energía electroquirúrgica al electrodo activo para ionizar el gas inerte presurizado para su uso en el emplazamiento quirúrgico.

Se prevé que al menos un actuador pueda estar adaptado para accionar la liberación del gas inerte presurizado desde el cilindro, con antelación al accionamiento del suministro de energía electroquirúrgica desde la fuente.

En una realización útil en particular, se incluye un primer actuador, el cual acciona el flujo del gas inerte presurizado desde el cilindro, y un segundo actuador que accione el suministro de la energía electroquirúrgica desde la fuente de la energía electroquirúrgica al electrodo activo. Preferiblemente, el primer actuador está accionado con antelación al accionamiento del segundo actuador.

Preferiblemente, el cilindro incluye una salida sellada y el actuador o válvula incluye un acoplamiento, el cual está configurado para la ruptura de la salida sellada con la inserción del cilindro en el receptáculo. La válvula puede

ES 2 331 188 T3

estar configurada para incluir una cámara de distribución entre el acoplamiento y el canal, el cual regule el flujo del gas inerte presurizado hacia el canal. Alternativamente, la cámara de distribución puede estar dispuesta entre la parte del regulador y la válvula y el extremo proximal del tubo de suministro. La válvula o válvulas pueden también estar configuradas como uno o más reguladores del flujo, o bien reguladores de presión, para regular el flujo del gas inerte presurizado hacia el electrodo activo. El cilindro puede estar codificado en forma visible para indicar una característica de al menos el cilindro o el gas inerte presurizado.

Preferiblemente, el actuador (o actuadores) está configurado para accionar el flujo del gas inerte presurizado desde el cilindro hacia el electrodo activo, y poder accionar el suministro de la energía electroquirúrgica desde la fuente de energía electroquirúrgica hacia el electrodo activo. El actuador puede ser ajustable selectivamente para controlar el flujo del gas inerte presurizado (bien a través del tubo o desde el cilindro) y el suministro de la energía electroquirúrgica.

Pueden incluirse una o más válvulas de regulación de la presión, para liberar la presión del gas inerte presurizado del tubo o del cilindro. Adicional o alternativamente, puede incluirse un limitador de flujo, el cual limite el flujo del gas inerte presurizado hacia el electrodo activo.

En una realización en particular, el instrumento electroquirúrgico incluye además: un regulador de flujo y un sensor en comunicación eléctrica con el regulador de flujo. El sensor puede configurarse para detectar una condición seleccionada y controlar automáticamente la regulación del flujo del gas inerte presurizado, hacia el electrodo activo. Puede incluirse otro sensor en comunicación eléctrica con la válvula de regulación de la presión, la cual detecte una condición seleccionada, y que accione automáticamente la válvula de liberación de la presión para liberar la presión del gas inerte presurizado en el cilindro.

Preferiblemente, el instrumento es endoscópico y está configurado para producir una fulguración electroquirúrgica mejorada por gas inerte, o bien la coagulación, cauterización o pintura coagulativa. Preferiblemente, el gas inerte comprende el argón o una mezcla de uno o más gases inertes. El instrumento está configurado preferiblemente para incluir un cilindro que tenga al menos aproximadamente 100 cc, y una presión de gas de al menos aproximadamente 20,68 Mpa (3000 libras por pulgada cuadrada).

El instrumento electroquirúrgico puede también configurarse para incluir un indicador que indique que una característica específica del gas inerte presurizado en el cilindro es diferente a un nivel deseado seleccionado. Puede incluirse un miembro de extensión que soporte el electrodo activo, el cual se extienda selectivamente desde el extremo distal del armazón, dependiendo de un fin en particular.

Breve descripción de los dibujos

La figura 1 es una vista esquemática lateral de un coagulador electroquirúrgico de acuerdo con la presente exposición;

la figura 1A es una vista ampliada de la parte encerrada por un círculo de la figura 1;

la figura 2A es una vista en sección ampliada y esquemática de una realización alternativa de un cartucho de gas para su uso con el coagulador electroquirúrgico de la figura 1, que tiene una banda de identificación codificada con un color y una válvula de seguridad;

la figura 2B es una vista en sección esquemática ampliada de un cartucho de gas, para su uso con el coagulador electroquirúrgico de la figura 1, que tiene un indicador medidor del volumen y una abertura de rellenado;

la figura 2C es una vista en sección esquemática ampliada de un cartucho de gas, para su uso con el coagulador electroquirúrgico de la figura 1, que tiene un regulador de flujo;

la figura 3A es una vista lateral esquemática muy ampliada de un regulador de flujo en forma de iris, para su uso con el coagulador electroquirúrgico de la figura 1; y

la figura 3B es una vista en sección transversal del regulador de flujo en forma de iris, tomada a lo largo de la línea 3B-3B de la figura 3A.

Descripción detallada

Esta aplicación expone realizaciones de aparatos o instrumentos electroquirúrgicos que están adaptados para su uso y que incluyen preferiblemente un suministro autocontenido de gas inerte presurizado para proporcionar gas ionizable a un emplazamiento quirúrgico. La figura 1 muestra una realización de un instrumento electroquirúrgico mejorado con gas, que en este caso es un coagulador a gas, designado en general con el numeral 10, para coagular tejido. El coagulador 10 está dimensionado para que sea similar a un lápiz o bien manipulado a mano, incluyendo unos procedimientos robóticos para su utilización durante los procedimientos quirúrgicos abiertos, no obstante se prevé que pueda configurarse un instrumento o coagulador similar, por ejemplo, con un agarre de tipo pistola o manipulado a mano, dimensionado para los procedimientos laparoscópicos o endoscópicos. Aunque las características operativas de un coagulador 10 electroquirúrgico abierto se encuentran descritas aquí, pueden utilizarse unas características iguales

o similares operativas, o bien utilizarse en relación con un coagulador o instrumento electroquirúrgico laparoscópico o endoscópico, operado de forma manual o robóticamente, sin desviarse del alcance de la presente exposición. El término “energía electroquirúrgica” en este caso se refiere a cualquier tipo de energía eléctrica que pueda ser utilizada para los procedimientos médicos.

Tal como se muestra en la figura 1, el coagulador 10 incluye un armazón, que se muestra como una carcasa alargada 11, que tiene un extremo proximal 12, un extremo distal 14 y una cavidad alargada 15, que se extiende a su través, para soportar y/o albergar una pluralidad de componentes internos y/o externos y componentes electromecánicos. En esta exposición, tal como es tradicional, el término “proximal” se refiere al extremo del coagulador 10 (u otro elemento) el cual esté más cercano con respecto al usuario, mientras que el término “distal” se refiere al extremo que esté más alejado del usuario.

El extremo distal 14 del armazón 11 incluye una abertura distal 17, la cual está designada para emitir, expulsar o dispersar un gas que emana de un tubo 60 alargado de suministro, que en esta realización discurre generalmente en sentido longitudinal a través del armazón o alojamiento 11 del coagulador 10. El tubo 60 es para suministrar el gas presurizado 50 hacia la proximidad de un electro activo 350 localizado en forma adyacente al extremo distal 14 del alojamiento 11. El electrodo 350 es proximal a la abertura 17, de forma tal que el gas que se emite desde la abertura 17 está ionizado. El alojamiento alargado 11 incluye un receptáculo 25, preferiblemente adyacente a su extremo proximal 12, cuyo receptáculo puede ser una parte de una porción 12a unitaria o integral del alojamiento 11. El receptáculo 25 está dimensionado para acoplar y recibir con seguridad un envase de gas presurizado o bien un cartucho o cilindro 100 en el mismo. El cilindro 100 contiene un gas quirúrgico, preferiblemente un gas noble o inerte, o bien una mezcla de gases nobles o inertes. Las referencias en este caso al gas o gases inertes se comprende que puedan incluir un gas o gases nobles. El gas inerte preferido es el argón. El cilindro 100 preferiblemente es relativamente pequeño de un solo uso y desechable. Preferiblemente el cilindro es de un diseño estándar y está certificado para los requisitos de transporte. Además de ello, es preferible que el cilindro esté diseñado y/o dimensionado para que sea incompatible con otros productos comerciales, tales como los dispensadores de crema batida y similares, que utilizan cartuchos de nitrógeno y CO₂ para otros fines. Los detalles del cilindro de gas 100 y su acoplamiento selectivo en relación con el armazón 11 se exponen con más detalle más adelante con respecto a las figuras 2A-2C.

El tubo alargado 60 de suministro de gas está adaptado y dimensionado para canalizar o transportar el gas presurizado 50 desde el cilindro 100 a través de un regulador o válvula 30, o a través del extremo distal 14 del coagulador 10 para la ionización con antelación a la emisión y dispersión del gas desde la abertura distal 17. El regulador o válvula 30 puede ser parte o asociado al cilindro 100, alojamiento 11, o actuador 31. Se prevé que la abertura distal 17 o extremo distal 14 puedan estar configurados para facilitar o promocionar la dispersión del plasma de gas ionizado 50' desde la abertura distal 17 de una forma uniforme y consistente. Por ejemplo, el extremo distal 14 puede ser cónico en uno o en ambos lados o en todos los lados para dirigir el plasma ionizado 50' hacia el emplazamiento quirúrgico u operativo 410. Alternativamente, la abertura distal 17 puede configurarse para interrumpir o agravar la dispersión o el flujo del plasma gaseoso 50' que sale por la abertura distal 17 para mejorar la coagulación, por la creación de un flujo de gas más turbulento. Se contempla que muchos dispositivos adecuados, por ejemplo, tornillos, ventiladores, cuchillas, patrones helicoidales, etc., pueden ser utilizados para provocar que el plasma de gas 50' fluya más o que sea menos turbulento o con otras características de flujo predeterminadas a través del tubo 60 y/o fuera de la abertura distal 17.

El alojamiento alargado 11, preferiblemente su extremo proximal 12, está conectado por ejemplo mediante un cable eléctrico 310, a una fuente de energía electroquirúrgica designada en general por ESU, por ejemplo el generador electroquirúrgico 300. Tal como se ha mencionado antes, el extremo proximal 12 incluye un receptáculo 25, el cual recibe y acopla con seguridad y asienta el cilindro 100 en el mismo. El receptáculo 25 y/o cilindro 100 no necesita que sea como en el caso de un instrumento de un uso único y desechable, sino que preferiblemente está configurado para permitir que el cilindro 100 sea extraíble selectivamente y reemplazable dentro del receptáculo 25. Por ejemplo y como mejor se muestra en la figura 1, el extremo proximal 12 del alojamiento alargado 11, o el receptáculo 25, puede incluir un mecanismo de bloqueo 40, el cual con la inserción de un cilindro 100 en el receptáculo 25 bloquea automáticamente en forma liberable (o manualmente) el cilindro 100 con seguridad dentro del receptáculo 25. Mediante el mecanismo de desbloqueo 40, el cilindro 100 puede ser extraído y reemplazado con otro cilindro 100.

Se prevé que el mecanismo de bloqueo 40 puede ser cualquier dispositivo o configuración adecuada, por ejemplo un collar o una mordaza que proporcione la ventaja de una palanca adecuada para ajustar el cilindro 100 contra su junta hermética del extremo. El collar o mordaza está diseñada preferiblemente para que permita que el cilindro pueda extraerse de su junta, pero siendo retenido dentro del receptáculo 25, hasta que elimine la presión residual del gas o bien eliminado el mismo. Por ejemplo, el mecanismo de bloqueo 40 puede incluir dos o más mordazas de resorte opuestas 42a, 42b, las cuales se acoplan mecánicamente a las correspondientes de una o más ranuras o cortes 120a, 120b formadas en la superficie exterior del cilindro de gas 100. Tal como puede apreciarse, con la inserción del cilindro 100 en el receptáculo 25, las mordazas de resorte 42a, 42b, se posicionan para permitir la entrada del cilindro 100 en el receptáculo 25, hasta que las mordazas de resorte se acoplen a las ranuras 120a, 120b. Se prevé que un mecanismo de bloqueo 40 con las mordazas de resorte pueden configurarse y adaptarse para bloquear en forma desmontable y con una liberación rápida el bloqueo del cilindro 100 en el receptáculo 25.

Preferiblemente, la posición relativa y el acoplo mecánico de las mordazas de resorte 42a, 42b en las ranuras 120a, 120b asienta totalmente el cilindro 100 dentro del receptáculo, de forma tal que el extremo distal 110 del cilindro 100

pueda acoplarse totalmente en la válvula 30. El asiento total del cilindro 100 en el receptáculo 25 puede realizar la perforación o pinchado del extremo distal sellado 110 del cilindro de gas 100. Con la apertura o accionamiento de la válvula 30, el gas 50 se dispersará hacia el tubo 60 alargado de suministro, tal como se explica más adelante.

5 Pueden utilizarse una amplia variedad de mecanismos de bloqueo, para asegurar el cilindro de gas 100 en el receptáculo 25 dentro del mismo. Por ejemplo, el extremo distal 110 del cilindro 100 de la figura 1a puede configurarse, por ejemplo, en forma roscada (tal como se muestra en 110' en la figura 2A) para acoplarse en forma enroscada en la válvula 30. Alternativamente, tal como se muestra también en la figura 2A, el extremo proximal del cilindro 100' puede incluir las roscas 120', las cuales se acoplan al interior del receptáculo 25 (no mostrado). En este caso, puede ser
10 ventajoso incluir o proporcionar un anillo tórico de goma en forma de O en la proximidad de las roscas para protegerlo contra las fugas de gas no deseable.

Alternativamente, el extremo proximal 12 del alojamiento 11 puede adaptarse para tener un collar o manguito roscado internamente, que se extiende axialmente hacia fuera, y que tiene una tapa de cierre con tornillo roscado internamente. Con un cilindro asentado en el receptáculo 25, el cierre por tornillo de la tapa podría empujar el cilindro
15 100 distalmente contra la presión de un resorte sobre un miembro de perforación dispuesto axialmente, para romper por tanto el sellado en la punta distal del cilindro. La extracción de la tapa de cierre podría permitir la extracción y el reemplazo del cilindro. La tapa puede adaptarse para ventilar con seguridad el gas presurizado desde el interior del receptáculo 25, en caso de que el receptáculo pudiera explosionar en el caso de una sobrepresión interna. Adicionalmente, la tapa puede estar configurada para incluir un regulador o válvula de presión para controlar el flujo a través
20 de la abertura de la junta sellada. Tal como puede apreciarse, esta característica de seguridad puede diseñarse para limitar el flujo del cilindro, y proteger al usuario en caso de que el cilindro quedara dañado durante la manipulación. Se prevén también otros mecanismos de bloqueo, por ejemplo una configuración de palanca central para traccionar un yugo alrededor del extremo del cilindro 100, bloqueos a presión, bloqueos por resortes, sobre el cilindro 100, palancas
25 de bloqueo, bloqueos de tipo bayoneta, y diales o aletas de bloqueo, etc.

El cilindro 100 puede incluir también varias características ergonómicamente agradables, tales como los elementos de agarre con goma o paredes contorneadas para facilitar la inserción dentro del armazón 11 y su manipulación, especialmente durante las condiciones operativas húmedas. Adicionalmente y tal como se describe con más detalles más
30 adelante, el cilindro puede estar codificado con colores, para especificar una característica o cualquier combinación de las siguientes: contenido del cilindro (tipo de gas y su cantidad); lectura de la presión inicial con antelación a la activación; velocidad de flujo específico; o uso específico para un procedimiento dado.

El instrumento electroquirúrgico 10 incluye al menos un actuador, por ejemplo, un dial o botón, generalmente designado por 31, para accionar y preferiblemente ajustar selectivamente el flujo del gas inerte presurizado 100 hasta la
35 proximidad del electrodo activo 350, y para actuar y preferiblemente ajustar selectivamente el suministro de la energía electroquirúrgica desde la fuente, es decir, desde el generador 300, hacia el electrodo activo 350 para la ionización del gas inerte para su uso en el emplazamiento quirúrgico 410. El actuador 31 puede operar también como el actuador para accionar el suministro de la energía electroquirúrgica desde la fuente. El actuador 31 puede estar referido hasta
40 aquí como el primer actuador. Se prevé que en lugar de estar localizado en el armazón 11, uno o más de los actuadores, reguladores y/o válvulas aquí descritos podrían estar localizados en un conmutador de pie conectado debidamente al coagulador 10.

El instrumento electroquirúrgico o coagulador 10 puede incluir también un segundo actuador, aquí mostrado como
45 un disparador 20 de forma de botón, para accionar el suministro de la energía electroquirúrgica desde la fuente, por ejemplo, desde el generador 300, a través del cable 310 y los cables 322, 330 hacia el electrodo activo 350 para ionizar el gas inerte para su uso en el emplazamiento quirúrgico 410. El disparador 20 puede estar fijado o montado encima, por ejemplo, o bien a través de un armazón 11 alargado. El disparador 20 puede ser de cualquier tipo de disparador conocido, por ejemplo, un conmutador de balancín, un conmutador de mano, un conmutador de pie, un conmutador
50 deslizante, un dial, un botón, una palanca, etc., el cual al ser accionado se comunicará eléctricamente con el generador electroquirúrgico 300 para permitir el suministro selectivo de la energía electroquirúrgica al electrodo activo 350.

El electrodo activo 350 puede fijarse o acoplarse mecánicamente en el extremo distal del armazón, y posicionado en forma adyacente a un emplazamiento operativo 410. El electrodo activo 350 está posicionado en forma adyacente
55 al extremo distal del armazón o alojamiento 11, entre el extremo distal del tubo 60 y la abertura distal 17. El electrodo activo 350 puede estar montado en un miembro alargado que está soportado dentro del armazón 11, y que se extiende fuera del armazón, tal que el electrodo se posicione justamente fuera de la abertura. El electrodo activo 350 no necesita que sea tal como el mostrado. Puede ser un miembro conductor alargado con la forma de un electrodo de cuchilla, aguja, lazo o bola, que se extienda desde un instrumento electroquirúrgico y que sea adecuado, por ejemplo, para la
60 fulguración, es decir, coagulación, corte o sellado de los tejidos.

Tal como se muestra en la mayoría de los sistemas electroquirúrgicos monopolares, el electrodo de retorno 370 está posicionado típicamente debajo del paciente, y conectado a un potencial eléctrico distinto en el generador electroquirúrgico 300 por medio del cable 360. Durante la activación, el cable de retorno 370 actúa como un retorno eléctrico
65 para la energía electroquirúrgica que emana del coagulador electroquirúrgico 10. Se prevé que pueden utilizarse varios tipos de generadores electroquirúrgicos 300 para este fin, tal como los generadores vendidos por Valleylab, Inc., que es una división de Tyco Healthcare Group LP, de Boulder, Colorado.

Se prevé que el disparador 20, con el accionamiento del mismo, está diseñado para la activación del electrodo 350 de una forma de “conexión/desconexión”, por ejemplo, cuando el disparador se pulsa (o por el contrario se mueve o se manipula, por ejemplo, se tuerce (conmutador de dial), se balancea (conmutador de balancín), o se desliza (conmutador deslizante). Alternativamente, se prevé que la intensidad eléctrica del generador 300 pueda ser regulada selectivamente por el disparador 20, de forma tal que el usuario pueda alterar el efecto electroquirúrgico en el emplazamiento operativo 410. Por ejemplo, puede utilizarse un disparador sensible a la presión para controlar la cantidad de energía electroquirúrgica que se transporta al electrodo 350, el cual tal como se describe con respecto a la operación del coagulador 10, realiza la coagulación del tejido 400. Los disparadores y actuadores que se contemplan incluyen los que se describen en la solicitud de patente de los EE.UU. en propiedad común número de serie 60/424352, y la solicitud de los EE.UU. de propiedad común de número de serie 10/251606, sin intención de que estén limitados a dichas patentes.

La solicitud de los EE.UU. número de serie 10/251606, actualmente la publicación numero 04-0092927 expone un instrumento electroquirúrgico que tiene controles variables, un armazón, y una cuchilla o electrodo de electrocauterización, que se extiende desde el armazón y que está conectada a una fuente de energía electroquirúrgica. Un botón accionador soportado sobre el armazón es desplazable, por ejemplo, pulsado, o balanceado o deslizado, desde una primera posición hacia al menos una posición subsiguiente, preferiblemente hacia una serie de posiciones subsiguientes discretas, en donde cada posición subsiguiente corresponde a una magnitud específica de energía que se transmite a la cuchilla. Preferiblemente, un transductor, por ejemplo, un transductor de presión, o bien cualquier otro elemento adecuado del circuito, está conectado eléctricamente entre el botón de activación y la fuente de energía electroquirúrgica. El transductor está configurado para transmitir una señal eléctrica de salida, preferiblemente en un rango de señales de salidas, hacia la fuente de energía, en correlación con el movimiento seleccionado o posición(es) del botón de activación. La fuente suministra en la forma correspondiente una magnitud o rango de emisión de energía electroquirúrgica hacia la cuchilla que dependerá de las señales de salida eléctricas.

El actuador anterior y el sistema ajustable selectivamente pueden utilizarse utilizando al menos un actuador, el actuador 31, para accionar y preferiblemente ajustar selectivamente el flujo del gas presurizado desde el cilindro 100, por ejemplo, por medio del regulador y la válvula 30, y para accionar y preferiblemente ajustar selectivamente el suministro de la energía desde la fuente. Esto puede conseguirse mediante el empleo, por ejemplo, de un transistor adecuado que genere una señal o dos señales o distintos conjuntos de señales de salida basándose en el movimiento del botón actuador. La señal (o una señal o conjunto de señales) se envía y es adecuada para el accionamiento del actuador 31 o regulador, y la válvula 31, para accionar el movimiento correlacionado correspondiente del flujo ajustado del gas del cilindro. La señal (o la otra señal o conjunto) es enviada y es adecuada para accionar el disparador 20, para suministrar energía desde la fuente. Puede utilizarse un sistema actuador adecuado similar con un transistor, para accionar un primer actuador, el actuador 31, para accionar y ajustar selectivamente en forma preferible el flujo del cilindro 100, y un segundo transistor para accionar un segundo actuador, el disparador 20, para accionar y ajustar de forma selectiva y preferible el suministro de energía desde la fuente. Se prevé que en lugar de estar localizado en el armazón 11, el disparador 20 puede localizarse en un conmutador de pie, conectado debidamente al generador electroquirúrgico 300 y al coagulador 10.

Se prevé que al menos un actuador, por ejemplo, el actuador 31, estará adaptado o bien operado para accionar la liberación del gas presurizado 50 con antelación al accionamiento del suministro de energía electroquirúrgica del generador 300. Cuando estén presentes un primer actuador y un segundo actuador, se contemplará que el instrumento o el coagulador incluyan uno o más elementos, por ejemplo, circuitos, o mecanismos mecánicos o electromecánicos, para la temporización del flujo de gas desde el cilindro 100, y el suministro de energía al electrodo. Preferiblemente, el primer actuador está activado con antelación a la activación del segundo actuador.

Se contempla también que el disparador 20 (o generador 300) puede cooperar con uno o más sensores 365, los cuales pueden estar fijados al instrumento 10, armazón 11 o al electrodo 350, y en donde, por ejemplo, miden continuamente o monitorizan una condición en el emplazamiento quirúrgico 410, por ejemplo, la cantidad de coagulación del tejido, y suministrando de retorno la información al generador 300 o disparador 20. Por ejemplo, puede utilizarse un sistema de control o un circuito de seguridad (no mostrado), el cual automáticamente (por ejemplo, a través de un conmutador de desconexión) reduzca la presión o parcialmente cierre la válvula 30 si se indicara una obstrucción. Alternativa o adicionalmente, el circuito de seguridad puede configurarse para cortar la energía hacia el tejido 400 y/o bien activar o liberar la válvula reguladora de presión (por ejemplo, una válvula de liberación de seguridad designada en general por 367) para liberar la presión del gas presurizado, basándose en una condición detectada (por ejemplo, una condición embólica) mediante un sensor 365 o por parte del cirujano. Se prevé también que basándose en la condición detectada, el cilindro de gas 100, por ejemplo, mediante la válvula 30, puede ser modulador parcialmente, inactivarse, expulsarse (o liberarse) del acoplamiento con el acoplo valvular 32, o bien la válvula 30 puede desactivarse automáticamente o bien cerrarse. Alternativamente, el sensor 365 puede proporcionar una realimentación al disparador 20 o generador 300 para optimizar la coagulación del tejido 400, basándose en la distancia desde el tejido deducida a partir de la presión de retorno medida en el tubo de suministro 60, basándose en el tipo de tejido o basándose en la respuesta del tejido. Puede utilizarse un segundo sensor 321 para medir el flujo de gas 50 a través del tubo de suministro de gas 60, y que puede conectarse eléctricamente a un regulador de flujo, por ejemplo, la válvula 30, para regular automáticamente el flujo de gas del cilindro 100 al electrodo 350.

Tal como se muestra en la figura 1, el actuador 31 incluye preferiblemente un regulador y una válvula 30, la cual está montada y por medio de un armazón 11 alargado, y que puede dimensionarse para el acoplo mecánico (y

preferiblemente también con perforación de acoplo y apertura) de la salida sellada en el extremo distal 110 del cilindro 100 de gas extraíble selectivamente. El cilindro de gas 100 puede ser extraíble en una versión reutilizable o desechable del instrumento. En una realización particularmente útil, el acoplo mecánico y la fijación del cilindro de gas 100 y la válvula 30 incluye un mecanismo del tipo de liberación rápida, o bien otro sencillo mecanismo de fijación, el cual puede utilizarse como una parte del cilindro 100, receptáculo 25 y/o armazón 11 para permitir al usuario el acoplar y desacoplar con precisión, y retirar y reemplazar el cilindro de gas 100. Por ejemplo, pueden utilizarse varios resortes, palancas, ganchos, deslizantes y miembros de acoplo de fricción, (no mostrados), para facilitar la carga y extracción rápida del cilindro 100. Tal como se ha mencionado anteriormente, el mecanismo de bloqueo 40 puede ser utilizado para fijar en forma permanente o desmontable el cilindro 100 dentro del receptáculo 25.

El accionamiento del actuador 33 activa preferiblemente el regulador y la válvula 30. El regulador y la válvula 30 controlan selectivamente el flujo de gas desde el cilindro 100 al electrodo 350. El regulador y la válvula 30 incluyen preferiblemente una interfaz de cilindro o acoplamiento 32 y una cámara de distribución 34. El actuador 31 o regulador y la válvula 30 ajustan selectivamente la cámara de distribución 34, para regular, preferiblemente en forma selectiva, la cantidad o flujo de gas 50 del cilindro de gas 100, al tubo de suministro 60 y al electrodo 350.

Se prevé que el actuador 31 puede ser ajustable en forma incremental (es decir, rotativo, deslizante o sensible a la presión), para proporcionar una realimentación táctil al usuario, en relación con el flujo de gas 50. Tal como puede observarse, la cámara de distribución 34 está dispuesta entre la parte del regulador y la válvula 30, y el extremo proximal 62 del tubo de suministro 60. Tal como se ha mencionado antes, el acoplamiento 32 acopla mecánicamente (por ejemplo, de forma de rosca, encajes a presión, encajes por fricción, encajes deslizantes, montajes de resortes, de tipo bayoneta, o similares) al cilindro 100, sellando la unión con el cilindro 100, y preferiblemente también realiza la rotura, perfora o bien abre el extremo distal sellado o la salida del cilindro 100 al insertar el cilindro 100 en el receptáculo 25. Aunque se prefiere que el actuador 31 incluya un regulador y la válvula 30, el regulador y la válvula 30 pueden incluir el actuador 31. El regulador y la válvula 30 pueden denominarse aquí como un primer regulador de flujo para regular selectivamente el flujo del gas presurizado del cilindro 100.

En una realización, el coagulador 10 puede incluir reguladores de presión independientes, válvulas y/o reguladores de flujo, los cuales están separados y espaciados a lo largo de la longitud del coagulador 10. Por ejemplo, puede incluirse un segundo regulador de flujo, por ejemplo, "FR2", el cual regule selectivamente el flujo del gas presurizado hacia el electrodo 350. Incluso en otra realización, el coagulador 10 puede incluir un regulador de presión, por ejemplo, "PR", para regular la presión del gas presurizado que circula hacia el electrodo 350. La válvula 30 puede incluir un regulador de flujo que tenga una válvula de regulación de la presión, en comunicación con el cilindro 100, para regular y/o liberar la presión del gas presurizado en el cilindro. El coagulador 10 incluye preferiblemente un limitador de flujo. Por ejemplo, la válvula 30 puede incluir un limitador de flujo para limitar el flujo del gas presurizado hacia el electrodo 350 a un nivel seleccionado. En una realización particularmente útil, puede incluir una válvula de regulación de presión o "válvula automática", que está dispuesta en forma proximal al limitador de flujo o cámara de distribución, para permitir el gas que escape desde el canal 60, para impedir por tanto la formación de presión en la abertura 17 como resultado de la oclusión parcial o total de la abertura 17. Puede incluirse un conducto (véase la figura 1) el cual transfiera el flujo del gas liberado hacia el extremo proximal del coagulador 10.

Preferiblemente, el extremo distal 110 del cilindro 100 está sellado herméticamente, durante y después del montaje mecánico con el acoplamiento 32, para evitar la fuga de gas no deseable de la conexión mecánica. La junta del extremo puede formarse a través del contacto de metal-metal, mediante una zona de un elastómero en la cara 100 del cilindro 100 o un anillo elastomérico. Tal como puede apreciarse, pueden utilizarse varias juntas de goma, bridas o similares (no mostradas) para la realización de este fin.

Se prevé y se prefiere que la válvula 30 esté abierta, por ejemplo, manualmente, para una velocidad del flujo deseada, para la activación del electrodo 350, para ionizar el plasma para coagular el tejido 400. El mismo botón, actuador o palanca que accione el suministro de energía activará también el regulador y la válvula 30, y el flujo de gas. Por ejemplo, el movimiento de una palanca accionaría el regulador y la válvula 30 y el flujo de gas con antelación al movimiento de la palanca para accionar el suministro de energía desde el generador 300. Se contempla también que el accionador 31 o válvula 30 pueda regularse automáticamente para comunicar con el disparador 20, y que esté controlada automáticamente por la activación del disparador 20. Por ejemplo, el usuario puede seleccionar la velocidad de flujo por el accionamiento del actuador 31 (el cual puede incluir un indicador visual o similar, para permitir al usuario poder determinar fácilmente la velocidad del flujo), de forma tal que con el accionamiento del disparador 20, el regulador y la válvula 30 inicien el flujo de gas 50 a través del tubo 60 hacia el punto de ignición 355 próximo al electrodo 350. El electrodo 50 puede, a su vez, estar activado para ionizar el gas 50, y presionar el plasma 50' de gas ionizado en el tejido o emplazamiento operativo 410. Alternativamente, el accionamiento del actuador 31 o regulador y la válvula 30 pueden activar la actuación del disparador 20 y el flujo de la energía electroquirúrgica hacia el electrodo 350.

Preferiblemente, después del accionamiento del disparador 20 y la iniciación del flujo de gas hacia el punto de ignición 335, se retarda la ignición del electrodo 350 de forma mecánica, electromecánica o bien utilizando un circuito de retardo o bien un algoritmo de retardo, para mejorar preferiblemente el suministro del plasma 50' hacia el emplazamiento operativo 410. Tal como puede apreciarse, el circuito de retardo o algoritmo de retardo pueden incorporarse en el disparador 20, válvula 30 o en el generador 300.

ES 2 331 188 T3

Durante su utilización, el gas ionizado 50 se suministra bajo presión desde el cilindro de gas 100 hacia el regulador y la válvula 30 (o simplemente un regulador de flujo), y con el accionamiento selectivo del actuador 31, el gas fluye hacia el punto de ignición 335 cerca del electrodo 350, en donde el gas 50 se ioniza en un plasma de gas 50' antes de ser distribuido, dispersado o dosificado fuera del extremo distal 17 hacia el emplazamiento operativo 410. Durante el uso, el usuario puede selectivamente alterar la velocidad de flujo y/o la intensidad de la energía que emana del electrodo 350 para cumplir con un efecto quirúrgico deseado.

Preferiblemente, el cilindro 100 de gas es relativamente pequeño y contiene un gas 50 en cantidad suficiente o apropiada para una cirugía dada de corta duración. El cilindro 100 preferiblemente es de un solo uso, y es desechable. Puede ser reemplazado según se precise durante el procedimiento quirúrgico en el caso de que se precise una aplicación más larga o un gas distinto, que con respecto a un único cilindro de gas. Tal como puede apreciarse, pueden utilizarse distintos cilindros de gas 100 para distintas cirugías que tengan distintas exigencias de gases, por ejemplo, en términos de tipos, cantidades, presiones y/o velocidades de flujo. La presión del gas de los cilindros 100 preferiblemente es de 20,68 Mpa (3000 libras por pulgada cuadrada). Los cilindros de gas 100 preferiblemente tienen un volumen de aproximadamente 100 cc o inferior.

Los cilindros 100 que contienen aproximadamente 4 litros de gas y un tiempo de flujo de aproximadamente 2 minutos se han encontrado como adecuados para un procedimiento típico de coagulación. Para tales procedimientos, la velocidad de flujo provisto por el cilindro puede abarcar desde aproximadamente 2 litros/minuto hasta 4 litros/minuto, y la velocidad de flujo nominal puede ser de aproximadamente 2 litros/minuto. Se prevé que el cartucho 100 puede estar preconfigurado para suministrar gas a una velocidad de flujo predefinida, y el coagulador 10 puede estar configurado sin un regulador de flujo o válvula de flujo 30 en un armazón alargado 11. En su lugar, el armazón 11 alargado puede incluir sencillamente un conmutador de "abierto" y "cerrado" (no mostrado), el cual pueda bloquear o liberar el flujo de gas del cilindro de gas 100, dependiendo de la posición del conmutador. Como resultado de ello, al abrirse, el coagular 10 obtiene la velocidad de flujo predeterminada del gas 50 que sale del cilindro de gas 100 a presión.

La velocidad de flujo de gas utilizada depende de factores tales como el instrumento utilizado y/o el tipo de cirugía o procedimiento a ejecutar. Los distintos cartuchos de gas, por ejemplo, el cilindro 100', pueden estar pre-marcados o codificados, por ejemplo, visiblemente, con un color, por ejemplo, una banda coloreada 150' (véase la figura 2A), para indicar un gas específico, una velocidad de flujo de relleno, o que sean los adecuados para un instrumento en particular, procedimiento o aplicación. Así pues, el usuario puede seleccionar el color apropiado que específicamente esté relacionado con un gas específico deseado, velocidad de flujo y uso quirúrgico deseado. Puesto que los cilindros 100 son fácilmente reemplazables, durante la cirugía el usuario puede optar a reemplazar un cilindro 100 con un cilindro distinto 100' con una velocidad de flujo diferente (distinta banda de color 150'). El cilindro 100 puede incluir un mando de control, por ejemplo, 100a en el extremo proximal del cilindro para facilitar la manipulación del cilindro.

La figura 2A muestra una realización de un cilindro de gas 100', el cual incluye una válvula 188' de corte de la presión de liberación de seguridad, que está diseñada para automáticamente prevenir el flujo del gas del cilindro 100' al extraer el cilindro. Más en particular, con la liberación del cilindro 100' del acoplamiento 32, una bola 189' (en una válvula de regulación de bola) o bien alguna otra obstrucción movable se desplazará automáticamente distalmente para bloquear el paso de gas 50 a través del extremo distal 110' del cilindro 100'. Con la inserción o acoplamiento del cilindro 100' en el acoplamiento 32, un pasador o bien otro elemento saliente (no mostrado) presiona la bola 189' proximalmente para permitir la liberación del gas 50 del cilindro 100'. Tal como puede apreciarse, pueden utilizarse muchos tipos distintos de topes de presión de liberación, para la realización del mismo o similar fin, y la válvula 188' de tope de presión antes descrita es solo un ejemplo. Se contempla que el cilindro 100 o similar, por ejemplo 100'', puede incluir una válvula de liberación de la presión de seguridad "SPRV" para ventilar el gas con antelación o cuando se desplace un cilindro activo desde el receptáculo 25 y/o para controlar con seguridad la liberación de la sobrepresión del gas interno del cilindro. Se contempla también que el coagulador 10, por ejemplo, el receptáculo 25, puede incluir una válvula 440 de liberación de la presión, en comunicación con el cilindro 100 para liberar la presión del gas presurizado en el cilindro.

Tal como se muestra mejor en la figura 2B, una realización del cilindro de gas 100'' puede incluir un instrumento de medida 185'' el cual pueda medir e indicar la magnitud del gas presurizado dejado en el cilindro 100'' en cualquier instante dado. Puede utilizarse un indicador o sensor visual o audible (no mostrado), para alertar al usuario del estado bajo del gas. El cilindro de gas 100'' puede incluir también un abertura de llenado o válvula de rellenado 160'', la cual permita al usuario rellenar selectivamente el interior 170'' del cilindro de gas 100'' sin extraer el cilindro del receptáculo 25 del instrumento 10.

La figura 2C muestra otra realización del cilindro de gas 100'' el cual incluye una válvula 180'' dispuesta en el mismo, la cual permite que el usuario regule selectivamente el flujo de gas de la cámara interior 170'' a través del extremo distal 110'' y al coagulador 10. Como tal, la válvula no se requiere necesariamente que esté dentro del coagulador 10, y el usuario puede regular selectivamente el gas 50, por la rotación de la válvula 180'' según sea preciso (o ajustando de otra forma).

Las figuras 3A y 3B muestran una realización de una válvula 30' de control de flujo, que en este caso se muestra de forma similar a un iris rotativo, la cual puede utilizarse dentro del coagulador 10 (o bien con el cilindro de gas 100'' según se mencionó anteriormente) para controlar selectivamente el flujo del gas presurizado del cilindro. La válvula de iris 30' está dispuesta preferiblemente entre un acoplamiento 32' y una parte ensanchada 62' del extremo

proximal 62 del tubo de suministro 60. Con la rotación de la válvula de iris 30' en una primera dirección, una serie de porciones entrelazadas 31a-31g se desplazan para reducir o condensar radialmente las dimensiones del conducto 37, para limitar el paso del flujo del gas y hacia la parte ensanchada 62'' del tubo de suministro de gas 60. Con la rotación de la válvula de iris 30' en el sentido opuesto, las porciones entrelazadas 31a-31g se mueven para expandir radialmente las dimensiones de la abertura 37, mejorando el flujo de gas a su través, y hacia la parte ensanchada 62' del tubo de suministro 60.

Se prevé que pueda utilizarse un electrodo de retorno de corona o bien un electrodo de inicio de corona (no mostrado pero conocido en la técnica) con el electrodo 350 para iniciar un arco de plasma. El electrodo de retorno de corona puede colocarse sobre o dentro del armazón 11 situado cerca del extremo distal 14 de la abertura distal 14. El electrodo de retorno de corona está conectado eléctricamente a la trayectoria de retorno 360 del generador electroquirúrgico 300. La función del electrodo de retorno de corona es establecer un campo eléctrico no uniforme con el electrodo activo 350. El campo eléctrico no uniforme provocará la formación de una corona próxima al electrodo activo 350, la cual ayudará en la ignición del gas 50, conforme fluya fuera de la abertura distal 17 del armazón 11. Preferiblemente, un miembro dieléctrico (no mostrado) se posiciona para separar el electrodo activo 350 del electrodo de retorno de corona.

Se prevé también que el coagulador 10 puede estar configurado para incluir un regulador de dos etapas (no mostrado) en lugar de una válvula automática. En particular, esto puede ser particularmente ventajoso para su uso con un dispositivo laparoscópico, en donde el flujo de gas puede estar afectado por la presión de inflado en la cavidad operativa.

A partir de lo expuesto anteriormente y con referencia a los distintos dibujos, los técnicos especializados en la técnica apreciarán que el instrumento electroquirúrgico de la presente exposición, que es un coagulador 10, no solo se utiliza para detener el sangrado en el tejido, sino que las realizaciones de la presente exposición pueden utilizarse también para desecar el tejido superficial, erradicación de quistes, formación de escaras sobre tumores o bien marcar térmicamente el tejido. Los técnicos especializados en la técnica apreciarán también que pueden realizarse ciertas modificaciones en la presente exposición, sin desviarse del alcance de la presente exposición.

Por ejemplo, aunque varias realizaciones del coagulador muestran un cilindro 100 montado internamente, el cual encaja dentro del receptáculo 25 del armazón 11, se prevé que pueda utilizarse un cilindro montado externamente, para llevar a cabo el mismo fin. Además de ello, aunque es preferible utilizar el argón como gas ionizable para provocar la coagulación del tejido, en algunos casos puede ser preferible utilizar otro gas ionizable, o bien una combinación de gases ionizables para realizar el mismo resultado similar o distinto.

Aunque el coagulador descrito utiliza un disparador que está diseñado para ser activado a mano, incluyendo la forma robótica, se prevé que pueda utilizarse un conmutador de pie (no mostrado) para activar el electrodo de ionización. Además de ello, se prevé también que un conmutador de pie pueda estar configurado para albergar el cilindro de gas. Por ejemplo, el conmutador de pie puede incluir un receptáculo para recibir con seguridad un cilindro de gas y una manguera de suministro para transportar el flujo de gas a través del coagulador. Tal como puede apreciarse, esto puede ser particularmente ventajoso puesto que puede proporcionarse un cartucho más grande de gas en el conmutador de pie que en el armazón o asa de un dispositivo de mano, reduciendo así el número de veces que el usuario tendría que reemplazar el cartucho de gas en el dispositivo de mano durante un uso prolongado (en su totalidad). La manguera de suministro de gas puede fijarse al cable electroquirúrgico que se fija al extremo proximal del coagulador para limitar el enredo de cables y mangueras.

Se prevé también que el conmutador de pie pueda no solo contener el disparador para alimentar eléctricamente el electrodo de ionización, sino que puede configurarse también para poder contener en sí el actuador para liberar el flujo de gas a través del tubo de suministro y hacia el emplazamiento quirúrgico.

Además de ello, aunque se muestra como un instrumento o coagulador electroquirúrgico en forma de lápiz en los dibujos, se prevé que el coagulador pueda incluir un asa en forma de agarre de pistola, que permita al usuario manipular el instrumento como una pistola. Se contempla también que el cilindro pueda ser dimensionado para el acople selectivo (es decir, inserción) dentro y con el desacople del asa (es decir, con liberación). Alternativamente, el asa puede ser selectivamente pivotable para manipular el coagulador en distintas orientaciones, por ejemplo, desde una posición desplazada con respecto al armazón para manipular el coagulador en forma de pistola hacia una orientación alineada en general, para manipular el coagular como un lápiz.

Se prevé que el instrumento electroquirúrgico o coagulador y los cilindros puedan ser completamente desechables, o bien que el coagulador pueda ser reponible y los cilindros desechables. Además de ello, el extremo distal de acople mecánico de los cilindros puede diseñarse para unas adaptaciones fáciles sobre los coagulares existentes. Se prevé que el instrumento 10 o actuador 31 pueda incluir un segundo regulador de flujo (no mostrado) para regular el flujo de gas hacia el electrodo activo 350.

Se prevé que el instrumento 10, por ejemplo, armazón 11 o el actuador 30, puedan incluir un segundo regulador de flujo, "FR2", para regular el flujo de gas hacia el electrodo activo 350.

ES 2 331 188 T3

Se han descrito e ilustrado aquí varias realizaciones de un coagulador para detener el sangrado y para la ejecución de otros procedimientos quirúrgicos. Aunque se han descrito realizaciones en particular de la exposición, no se pretende que la exposición esté limitada a la misma, ya que se pretende que la exposición sea amplia en su alcance al igual que la técnica lo permita, y que la memoria técnica sea leída de igual forma. En consecuencia, la anterior descripción no se considerará como una limitación, sino sencillamente como ejemplarizaciones de las realizaciones preferidas. Los técnicos especializados en la técnica preverán otras modificaciones dentro del alcance de las reivindicaciones adjuntas.

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

REIVINDICACIONES

1. Un instrumento electroquirúrgico (10) para proporcionar un gas inerte ionizado a un emplazamiento quirúrgico, que comprende:

un armazón (11) que tiene un extremo proximal (12) y un extremo distal (14), en donde el extremo distal tiene una abertura (17) para emitir gas ionizado;

un electrodo activo (350) situado en forma adyacente al extremo distal del armazón, con el electrodo adaptado para la conexión a una fuente de energía electroquirúrgica (300);

un receptáculo (25) para asentar un cilindro (100) de gas inerte presurizado en el mismo;

en donde el armazón aloja un tubo (60) que canaliza el gas inerte presurizado a la proximidad del electrodo;

al menos un actuador (31) que acciona el flujo del gas inerte presurizado desde el cilindro a la proximidad del electrodo activo a través del tubo y el cual acciona el suministro de energía electroquirúrgica desde la fuente de energía electroquirúrgica hacia el electrodo activo para ionizar el gas inerte presurizado a través de la abertura para utilizar un emplazamiento quirúrgico;

caracterizado porque:

el electrodo activo está posicionado entre un extremo distal del tubo y la abertura; y

en donde el instrumento electroquirúrgico es portátil de mano y el armazón incluye el receptáculo;

2. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 1, en donde al menos un actuador está adaptado para accionar la liberación del gas inerte presurizado del cilindro, con antelación al accionamiento del suministro de la energía electroquirúrgica de la fuente.

3. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación precedente, en donde se incluye un primer actuador que acciona el flujo del gas inerte presurizado desde el cilindro desde un segundo actuador (20), el cual acciona el suministro de la energía electroquirúrgica desde la fuente de energía electroquirúrgica hacia el electrodo activo.

4. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el primer actuador es accionado con antelación al accionamiento del segundo actuador.

5. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde al menos un actuador que acciona el flujo del gas inerte presurizado incluye una válvula (30).

6. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5, en donde el cilindro incluye una salida sellada y la válvula incluye un acoplamiento (32), el cual está configurado para interrumpir la salida sellada con la inserción del cilindro dentro del receptáculo.

7. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 6, en donde la válvula incluye una cámara de distribución (34) posicionada entre el acoplamiento y el canal, que regula el flujo del gas inerte presurizado hacia el canal.

8. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con la reivindicación 5, 6 ó 7, en donde la válvula es también un regulador de flujo, que regula el flujo del gas inerte presurizado hacia el electrodo activo.

9. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que además comprende:

un regulador de presión (PR), el cual regula la presión del gas inerte presurizado que circula hacia el electrodo activo.

10. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que además comprende:

un primer regulador de flujo (30), el cual regula selectivamente el flujo del gas inerte presurizado desde el cilindro con el accionamiento.

11. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que además comprende:

un segundo regulador de flujo (FR), el cual regula selectivamente el flujo del gas inerte presurizado hacia el electrodo activo.

12. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde al menos un actuador que acciona el flujo del gas inerte presurizado desde el cilindro hacia el electrodo activo, y que acciona el suministro de la energía electroquirúrgica desde la fuente de energía electroquirúrgica hacia el electrodo activo, es ajustable selectivamente para controlar el flujo del gas inerte presurizado, y el suministro de la energía electroquirúrgica.
13. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el primer actuador que acciona el flujo del gas presurizado desde el cilindro está adaptado para ajustar selectivamente el flujo del gas presurizado desde el cilindro.
14. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el segundo actuador que acciona el suministro de energía electroquirúrgica de la fuente de energía electroquirúrgica está adaptado para ajustar selectivamente la magnitud de la energía electroquirúrgica que se suministra al electrodo activo.
15. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que además comprende: una válvula de regulación de presión (367) para liberar la presión del gas inerte presurizado.
16. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que comprende además: un limitador de flujo (FR2) el cual limita el flujo del gas inerte presurizado hacia el electrodo activo.
17. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que además comprende: un regulador de flujo; y un sensor (365) en comunicación eléctrica con el regulador de flujo, estando configurado el sensor para detectar una condición seleccionada y controlando automáticamente la regulación del flujo del gas inerte presurizado hacia el electrodo activo.
18. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que además comprende: un sensor en comunicación eléctrica con la válvula de regulación de presión, la cual detecta una condición seleccionada y que activa automáticamente la válvula de regulación de la presión (SPRV) para liberar la presión del gas inerte presurizado en el cilindro.
19. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el instrumento está configurado para producir una fulguración electroquirúrgica mejorada con gas inerte.
20. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el instrumento está configurado para coagular el tejido corporal (400).
21. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el instrumento está configurado y adaptado para su uso en una aplicación endoscópica.
22. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el gas inerte consiste en el argón.
23. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el gas inerte consiste en una mezcla de gases inertes.
24. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el cilindro tiene un volumen de al menos 100 cc.
25. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde la presión del gas inerte presurizado en el cilindro es al menos de 20,68 Mpa (3000 libras por pulgada cuadrada).
26. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que además comprende: un indicador que indica que una característica del gas inerte presurizado en el cilindro es diferente del nivel deseado seleccionado.
27. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, en donde el cilindro está codificado (150) en forma visible, para indicar una característica de al menos el cilindro o el gas inerte presurizado.
28. El instrumento electroquirúrgico de acuerdo con cualquier reivindicación anterior, que comprende además: un miembro que soporta el electrodo activo y que es extensible selectivamente desde el extremo distal del armazón.

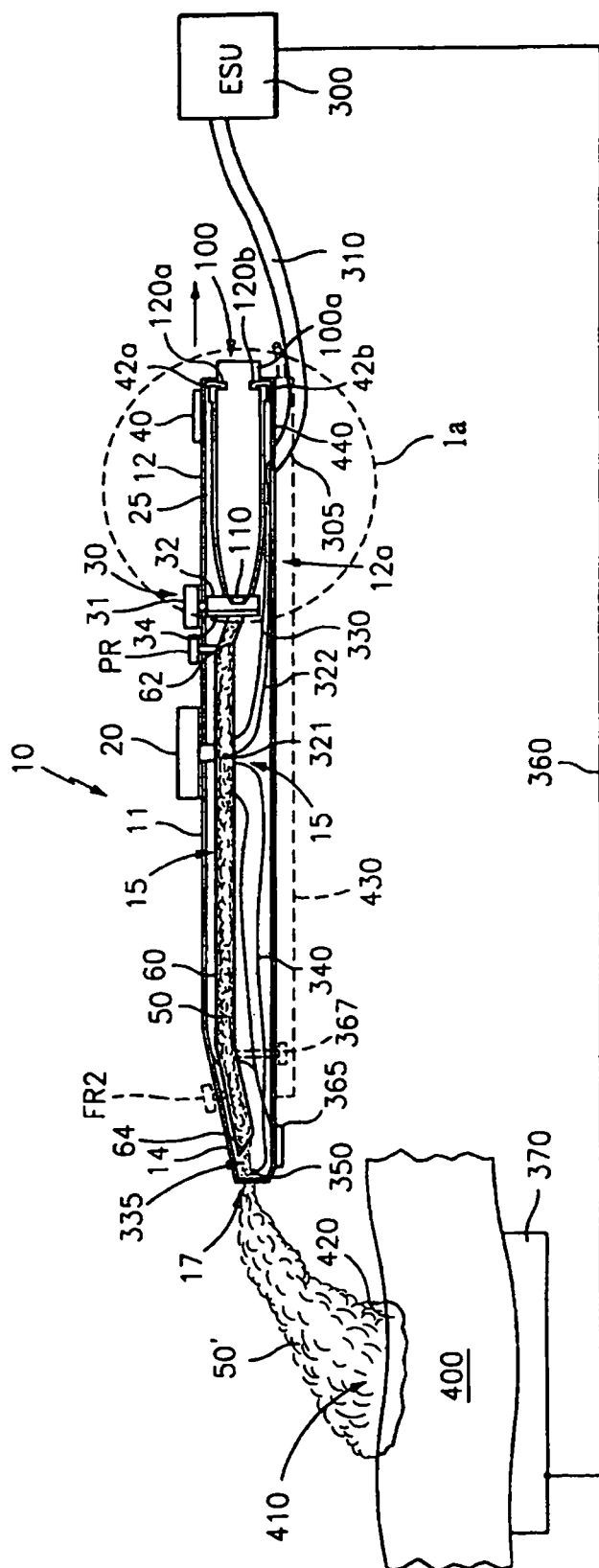


FIG. 1

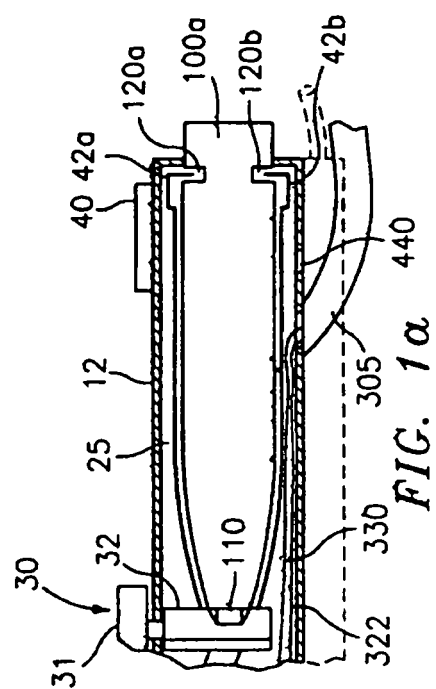


FIG. 1a

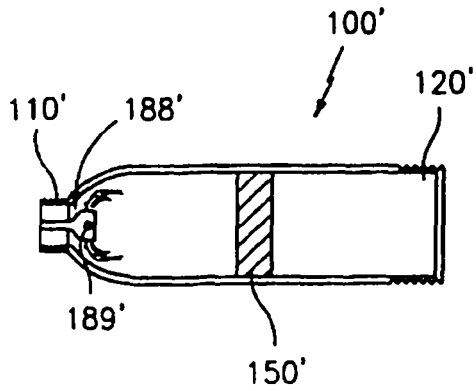


FIG. 2A

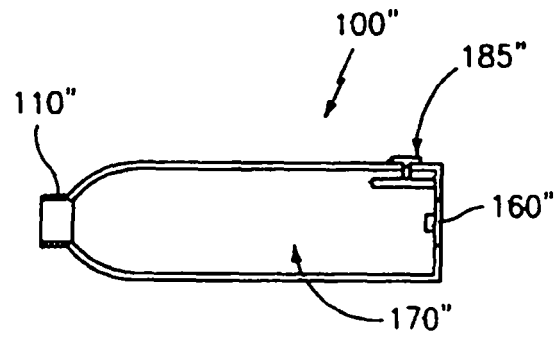


FIG. 2B

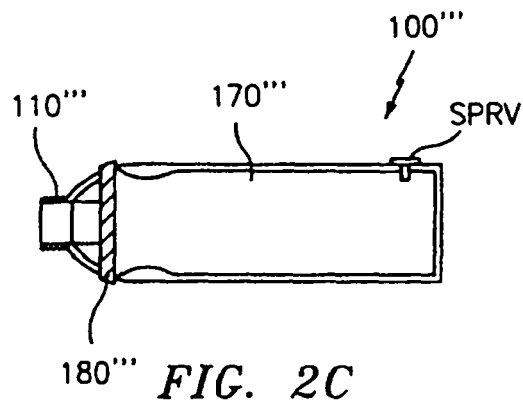


FIG. 2C

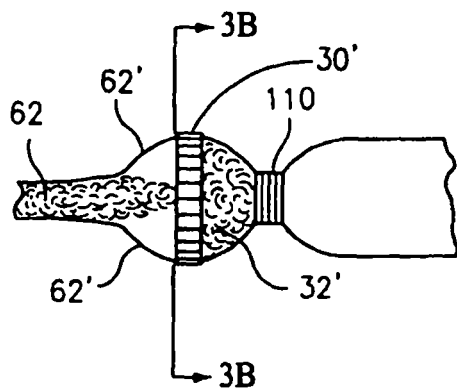


FIG. 3A

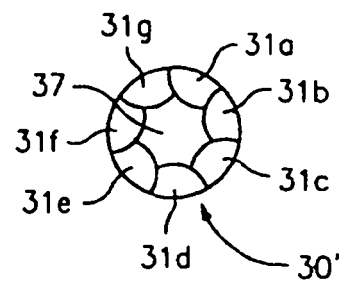


FIG. 3B