

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 891 080**

51 Int. Cl.:

**A61B 90/00** (2006.01)

**A61B 17/00** (2006.01)

**A61B 1/00** (2006.01)

**A61B 1/12** (2006.01)

**A61B 1/313** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **11.12.2013 PCT/US2013/074286**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.03.2015 WO15041707**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **11.12.2013 E 13893911 (1)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.06.2021 EP 3046497**

54 Título: **Sistema de visualización laparoscópica**

30 Prioridad:

**18.09.2013 US 201361879668 P**

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

**26.01.2022**

73 Titular/es:

**COVIDIEN LP (100.0%)  
15 Hampshire Street  
Mansfield, MA 02048, US**

72 Inventor/es:

**GOMEZ, RICARDO ALEXANDER;  
HECK, SANDY LAWRENCE y  
CONLEY, ERIC WILLIAM**

74 Agente/Representante:

**SÁNCHEZ SILVA, Jesús Eladio**

ES 2 891 080 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**

Sistema de visualización laparoscópica

5 Campo de la invención

La presente invención está dirigida al campo de los dispositivos laparoscópicos, en particular a un sistema de visualización laparoscópica, usado en cirugía mínimamente invasiva y otros procedimientos médicos. Más particularmente, la presente invención se refiere a un aparato desechable, compacto, estéril significativamente mejorado usado para calentar, aplicar una solución anti-niebla y proteger la lente distal del endoscopio quirúrgico antes y durante un procedimiento quirúrgico.

10

Antecedentes de la invención

15 Esta invención se refiere en general a un dispositivo y sistema para calentar soluciones líquidas estériles antes y durante los procedimientos médicos para producir una visualización laparoscópica óptima.

La cirugía laparoscópica a veces llamada ojo de cerradura o "Cirugía mínimamente invasiva" (MIS), es un tipo de cirugía relativamente nuevo que implica la introducción de pequeñas incisiones en un paciente (generalmente entre 0,5 y 1,5 cm) por medio de las cuales se accede a las cavidades torácica, abdominal o pélvica mediante el uso de un dispositivo médico llamado trocar.

20

Antes de comenzar un procedimiento quirúrgico, se realiza una pequeña incisión en el paciente por medio de la cual se inserta un trocar alrededor de la periferia de la incisión. Luego, el trocar se reemplaza con una cánula, dispositivo que permite la inserción de dispositivos médicos. Un insuflador, también denominado bomba, se usa para inflar el área de la cavidad con dióxido de carbono, proporcionando de esta manera un medio de visualización y creación de espacio para que el cirujano realice el procedimiento médico. Posteriormente, se inserta un dispositivo médico especial llamado laparoscopio a través de la cánula, a través del cual el cirujano inicialmente mira dentro del área de la cavidad en cuestión y determina el mejor enfoque para realizar el procedimiento médico.

25

30

La invención de los dispositivos de procesamiento de imágenes de alta resolución ha revolucionado la cirugía laparoscópica. Cuando se realiza una cirugía laparoscópica, los cirujanos tienen la opción de usar un sistema de lente de varilla telescópica (TRLS), que es un dispositivo rígido conectado a un dispositivo de procesamiento de imágenes de alta resolución, o un laparoscopio digital que usa un dispositivo de carga acoplada. Un dispositivo de carga acoplada o CCD se usa a menudo en dispositivos de procesamiento de imágenes. Su ventaja es que es pequeño y compacto. Captura imágenes en base a la fuerza de la carga eléctrica recibida de una imagen. Cuanto más fuerte sea la fuente de luz recibida, más fuerte será la carga eléctrica creada. Esta información electrónica luego se transfiere eléctricamente a un dispositivo de procesamiento que convierte la señal recibida en una intensidad de píxel, creando de esta manera una pantalla de imagen suave. La ventaja de usar este sistema es que es muy pequeño y flexible, lo que proporciona espacio de maniobra para que el cirujano observe áreas pequeñas de difícil acceso.

35

40

Antes de la invención de la cirugía laparoscópica, los pacientes estaban sujetos a procedimientos invasivos importantes, que aumentaban el dolor, las cicatrices, las hemorragias, los traumatismos, las complicaciones y los tiempos de recuperación prolongados. Mediante el uso de pequeñas incisiones, la mayoría de estos contratiempos se han minimizado. El uso moderno de dispositivos de imágenes ha abierto una ventana para que los cirujanos puedan ver con seguridad las cavidades internas de una persona y realizar muchos tipos de cirugías.

45

El mayor problema que enfrentan los cirujanos con los procedimientos laparoscópicos es poder ver claramente una vez que están dentro de una cavidad, como el abdomen de su paciente. El empañamiento es un problema que ocurre, causado por el contacto de la lente distal con fluidos corporales, tejido quemado y otros desechos, lo que dificulta que el cirujano vea con claridad.

50

En esto radica el problema. Por tanto, existe en la industria la necesidad de un sistema de visualización laparoscópica que sea fácil de usar y proporcione una claridad excepcional. Existen dispositivos voluminosos en la industria para limpiar las lentes de los laparoscopios, pero no son prácticos. Se sabe que algunos cirujanos colocan sus laparoscopios en un balde tibio de agua destilada y lo sumergen cada vez que es necesario limpiarlos. En algunos países este procedimiento está prohibido. La presente invención supera estos problemas proporcionando un sistema de visualización laparoscópica que es eficaz y muy adecuado para un uso rápido y fiable.

55

60

Un sistema de visualización laparoscópica de acuerdo con el preámbulo de la reivindicación 1 se describe en el documento US 2008/161646 A1.

Resumen de la invención

65

La presente invención proporciona un sistema de visualización laparoscópica de acuerdo con la reivindicación 1.

La solicitud actual está dirigida hacia un sistema de visualización laparoscópica usado en la limpieza de lentes de laparoscopios/endoscopios por medio de la aplicación de una solución anti-niebla tibia a la lente distal del dispositivo. La solución anti-niebla se calienta y se mantiene rápida y eficientemente a la temperatura corporal para minimizar el empañamiento. El sistema también protege la lente distal. El sistema de visualización laparoscópica también tiene la función adicional de proporcionar un medio de balance de blancos.

Se han realizado mejoras significativas en los siguientes elementos del sistema de visualización laparoscópica. Entre ellos están; un elemento o bobina de calentamiento significativamente mejorado, un marco interior ergonómico, un conmutador térmico mejorado que mantiene una temperatura más estable dentro del dispositivo, una fuente de energía mejorada, un circuito de calefacción más eficiente, un indicador de bajo consumo eficiente, una placa de circuito impreso eficiente, un ensamblaje de lata eficiente, un reductor especializado y un ensamblaje de válvula mejorado. Estos cambios significativos han reducido drásticamente el error humano y han mejorado significativamente el control y la eficiencia del dispositivo.

La presente invención describe un aparato que combina los beneficios de la solución térmica y anti-niebla, proporcionando un anti-niebla superior durante todo el procedimiento quirúrgico. El aparato es compacto y está diseñado para colocarse sobre la lente distal antes y durante un procedimiento médico. Al permitir que la lente se bañe en la solución anti-niebla tibia, en lugar de simplemente limpiarla con la solución, la eficacia de la solución anti-niebla aumenta considerablemente. El aparato incluye una carcasa exterior de espuma sólida con un interior dividido en varios compartimentos. Un depósito en el centro del aparato se llena con una solución anti-niebla de un tensioactivo en agua. El sistema de visualización laparoscópica resulta útil cuando un extremo distal de un instrumento quirúrgico se inserta a través de una válvula autosellante del sistema y se sumerge en la solución anti-niebla dentro del receptáculo. El instrumento se calienta y se baña simultáneamente en la solución tibia de tensioactivo en agua. El marco duro y el interior blando del conjunto de la lata crean una barrera protectora alrededor del extremo distal del delicado instrumento. Cuando no está en uso, el endoscopio puede descansar dentro del sistema de visualización laparoscópica, protegiendo el endoscopio de daños potencialmente causados por otros instrumentos y bandejas. La protección del endoscopio es un atributo muy beneficioso ya que los endoscopios son muy costosos y con frecuencia se rayan o dañan durante los procedimientos, lo que cuesta a los hospitales una gran cantidad de dinero. Al calentar la solución y el instrumento, se elimina la diferencia de temperatura significativa entre el interior del cuerpo (37 °C (98,6 °F)) y la temperatura ambiente del instrumento. Esta normalización de la temperatura inhibe la condensación de humedad, que se produce al insertar el endoscopio frío en una cavidad corporal caliente. Combinando calor con el uso de una solución anti-niebla, se evita que ocurra empañamiento en la inserción y durante los procedimientos de cauterización cuando se generan humo y calor dentro de la cavidad corporal.

La fuente de alimentación principal puede ser de tipo interno o externo. Una fuente de batería autónoma estéril es la modalidad preferida. En la modalidad preferida, se usa una fuente de alimentación que consta de tres (3) baterías AA y se asegura en un paquete de baterías. Entre las ventajas de usar baterías se encuentran su rentabilidad y eficiencia. Al remover la cubierta inferior y sacar el paquete de baterías, las baterías se pueden desechar de una manera segura y amigable con el medio ambiente. La ventaja de usar una configuración de batería interna es que proporciona un entorno estéril autónomo que facilita su introducción en la sala de operaciones. Puede usarse cualquier batería típica, como NiCad, Litio y Alcalina. En otra modalidad, puede usarse una fuente de alimentación de CA externa (enchufada). Entre sus ventajas está que es rentable para el mantenimiento durante períodos de tiempo más prolongados. En la modalidad ideal, la fuente de batería debería durar tanto como la cirugía, un mínimo de 1 hora y en la modalidad preferida, de 4 a 6 horas. La configuración de la batería es más fácil de usar para el usuario, porque las baterías están preinstaladas y ya se encuentran en un ambiente estéril. Como medio para mantener las baterías juntas, se pueden soldar por puntos o en un soporte de batería. La ventaja de la soldadura por puntos es que proporciona un medio para mantener juntas las baterías de manera segura y hacer que las conexiones sean más estables y permanentes; la desventaja es que aumenta el tiempo de fabricación. En otra modalidad, también pueden usarse baterías personalizadas. Una vez finalizado el procedimiento, el sistema de visualización laparoscópica se puede desechar de manera segura. Las baterías también pueden extraerse de la parte inferior y desecharse adecuadamente.

En la circuitería básica de la presente invención, hay una fuente de alimentación conectada a un interruptor de encendido/apagado. El interruptor de encendido/apagado está conectado en serie con un circuito paralelo que consta de una primera trayectoria que tiene una bobina de calentamiento en serie con un conmutador térmico y un camino secundario que consta de una resistencia en serie con un diodo emisor de luz (LED). El circuito integrado está ubicado en una placa de circuito impreso (PCB). Los componentes también se pueden ensamblar y conectar individualmente sin el uso de una placa de circuito impreso. La PCB es parte del conjunto mecánico usado para formar la forma del Sistema de visualización laparoscópica. La principal ventaja de la placa de circuito impreso es su cableado reducido y sus circuitos compactos. Se ha descubierto que este diseño de circuitos es el más eficaz para la presente invención. Esta construcción simplificada reduce los errores humanos y las fallas al dividir las piezas individuales en subconjuntos pre-ensamblados.

Se usa un LED azul como indicación. La longitud de onda del LED azul está en el intervalo de 400 nm, que se encuentra entre las más energéticas. Dado que un LED produce luz en una banda estrecha de longitudes de onda, a

veces se usan fósforos para mejorar el espectro de la luz producida. También es posible combinar varios LED diferentes, cada uno de los cuales produce una longitud de onda diferente para indicar diferentes etapas del ciclo de la batería, como cuando el nivel de energía está disminuyendo.

5 El sistema de visualización laparoscópica proporciona una visualización óptima durante la cirugía laparoscópica o robótica. El sistema de visualización laparoscópica se usa para mantener la lente sin empañar y limpia desde la apertura de una operación hasta su cierre. Además, proporciona una función de equilibrio de blancos real para una mejor resolución. Cuando el sistema de visualización laparoscópica se activa y se coloca en el paño del paciente, el laparoscopio se desempaña fácilmente y se puede limpiar varias veces con el uso de una sola mano en tan solo 10 5 segundos, lo que proporciona una visualización óptima para la cirugía desde la apertura hasta el cierre. Lo más importante es que el sistema de visualización laparoscópica proporciona una innovación que ayuda a brindar una mejor atención al paciente.

15 El sistema de visualización laparoscópica funciona de la siguiente manera. La unidad compacta se fija al paño del paciente, lo que permite un acceso rápido al sistema de desempañado/limpieza con una sola mano. En solo 5 minutos, la solución antiniebla se calienta a aproximadamente 48,89 °C (120 °F) para calentar la lente distal de la cámara endoscópica.

20 El líquido descompone rápidamente las grasas y los restos de tejido adheridos a la lente. El sistema de visualización laparoscópica es compatible con laparoscopios de 5 mm a 12 mm de diámetro. El líquido se mantiene caliente hasta por 6 horas. El sistema de visualización laparoscópica también puede proporcionar un verdadero equilibrio de blancos para una mejor visualización del color necesaria en la cirugía laparoscópica. Una almohadilla de microfibra incluida con la unidad se usa para eliminar los restos de tejido sin rayar o manchar el valioso laparoscopio o las lentes robóticas. Se pueden proporcionar dos toallas suaves Micropad® en forma de kit para ayudar a eliminar cualquier resto de tejido persistente en la lente del dispositivo quirúrgico sin dejar pelusas o manchas. Las toallas Micropad® se usan para reemplazar el uso de gasas quirúrgicas gruesas que son más duras para el cristalino. Las toallas Micropad® también son radio-opacas y ayudan a encontrarlas en el improbable caso de que alguna vez se dejen dentro de un paciente. El kit incluye un limpiador alargado TrocarWipe™ para ayudar a limpiar el interior del trocar/cánula. Como se mencionó anteriormente, cuando no esté en uso, el laparoscopio se puede colocar en 25 espera dentro del Sistema de visualización laparoscópica, manteniendo la limpieza y protegiendo la lente. Esta posición dentro del sistema de visualización laparoscópica evita que el paciente se quemé accidentalmente debido a la alta temperatura creada por la punta del laparoscopio. El sistema de visualización laparoscópica es el único sistema que mantiene los laparoscopios desempañados y limpios de principio a fin.

35 En otra modalidad, se coloca un material similar a una tela dentro de la cubierta superior de la válvula para absorber cualquier líquido que pueda escaparse del conjunto interior. Esta tela como material absorbente puede tomar una forma similar a la del interior del cuerpo de espuma.

40 Una característica adicional del sistema de visualización laparoscópica es su capacidad para absorber el calor generado por la fuente de luz laparoscópica de alta intensidad. Cuando no está en uso, colocar el laparoscopio dentro del conjunto de la lata calentada reduce la posibilidad de pequeños incendios y quemaduras del paciente causadas por la fuente de luz de alto rendimiento que descansa sobre los paños de papel o el paciente.

45 Existe la necesidad en el campo de un sistema de visualización laparoscópico confiable y eficiente. La presente invención supera las deficiencias de la técnica conocida y los problemas que quedan sin resolver proporcionando un método y un aparato para calentar y limpiar eficazmente dispositivos laparoscópicos en un entorno estéril.

50 Estos y otros aspectos, características y ventajas de la presente invención resultarán más evidentes a partir de los dibujos adjuntos y la descripción detallada de las modalidades preferidas que siguen.

Breve descripción de los dibujos

55 Las modalidades preferidas de la invención se describirán a continuación junto con los dibujos adjuntos proporcionados para ilustrar y no limitar la invención, en los que:

La Figura 1 presenta una vista isométrica del conjunto interno del sistema de visualización laparoscópica.

La Figura 2 presenta una vista en perspectiva despiezada del sistema de visualización laparoscópica.

60 La Figura 3 presenta una vista isométrica explosionada del conjunto interno del sistema de visualización laparoscópica.

La Figura 4 presenta una vista superior del conjunto interno del sistema de visualización laparoscópica.

65 La Figura 5 presenta una vista en perspectiva del conjunto de cubierta superior.

La Figura 6A presenta una vista superior de la válvula de inserción laparoscópica.

La Figura 6B presenta una vista isométrica lateral de la válvula de inserción laparoscópica.

5 La Figura 6C presenta una vista en sección transversal a través de la válvula de inserción laparoscópica

La Figura 7A presenta una vista superior del reductor de fugas laparoscópico.

10 La Figura 7B presenta una vista en perspectiva lateral del reductor de fugas laparoscópico.

La Figura 7C presenta una vista superior del reductor de fugas laparoscópico.

15 La Figura 8A presenta una vista isométrica de la parte trasera del conjunto interno del sistema de visualización laparoscópica.

La Figura 8B presenta una vista lateral de la PCB del sistema de visualización laparoscópica.

20 La Figura 8C presenta una vista frontal de la PCB del sistema de visualización laparoscópica mostrando sus componentes.

La Figura 9A presenta una vista en perspectiva lateral del conjunto del cuerpo del sistema de visualización laparoscópica.

25 La Figura 9B presenta una vista en perspectiva superior del conjunto del cuerpo del sistema de visualización laparoscópica.

La Figura 9C, presenta una vista isométrica inferior del conjunto del cuerpo del sistema de visualización laparoscópica.

30 La Figura 10 presenta una vista en perspectiva del conjunto de la cubierta inferior.

La Figura 11 presenta un esquema eléctrico de la modalidad preferida.

35 La Figura 12 presenta un gráfico que muestra las variaciones de temperatura con los conmutadores térmicos aislados y no aislados del Sistema.

Los números de referencia similares se refieren a partes similares en las diversas vistas de los dibujos.

#### 40 Descripción detallada

La siguiente descripción detallada es de naturaleza meramente ilustrativa y no pretende limitar las modalidades descritas o la aplicación y usos de las modalidades descritas. Como se usa en la presente descripción, la palabra "ejemplar" o "ilustrativa" significa "que sirve como ejemplo, instancia o ilustración". Cualquier implementación descrita en la presente descripción como "ejemplar" o "ilustrativa" no debe interpretarse necesariamente como preferida o ventajosa sobre otras implementaciones. Todas las implementaciones descritas a continuación son implementaciones ilustrativas proporcionadas para permitir que los expertos en la técnica realicen o usen las modalidades de la descripción y no pretenden limitar el alcance de la descripción, que está definida por las reivindicaciones. Para los propósitos de la descripción en la presente descripción, los términos "superior", "inferior", "izquierda", "posterior", "derecha", "frontal", "vertical", "horizontal" y sus derivados se relacionarán con la invención de acuerdo con su orientación en la Figura 1. Además, no existe la intención de quedar vinculado por ninguna teoría expresa o implícita presentada en el campo técnico anterior, antecedentes, breve resumen o la siguiente descripción detallada. También debe entenderse que los dispositivos y procesos específicos ilustrados en los dibujos adjuntos, y descritos en la siguiente especificación, son simplemente modalidades ilustrativas de los conceptos inventivos definidos en las reivindicaciones adjuntas. Por lo tanto, las dimensiones específicas y otras características físicas relacionadas con las modalidades descritas en la presente descripción no deben considerarse limitantes, a menos que las reivindicaciones indiquen expresamente lo contrario.

60 El sistema o dispositivo de visualización laparoscópica 10 de la Figura 1 comprende una carcasa exterior 200 en la Figura 2 hechos de espuma blanda, goma u otro material amortiguador. El material de la carcasa no solo absorbe los golpes, sino que también sirve como aislante térmico, útil no solo para mantener la temperatura de las estructuras en su interior, sino también para evitar que el calor se escape del interior de la carcasa. La carcasa 200 está diseñada para proteger una lente distal de un laparoscopio u otro endoscopio (no mostrado) de daños antes, durante y después de un procedimiento quirúrgico.

65 Los componentes interiores principales del sistema de visualización laparoscópica 10 se ilustran en su forma ensamblada en la Figura 1. El conjunto principal se llama conjunto interno. Este abarca todos los elementos

principales del Sistema de visualización laparoscópica 10. Siempre se usa un indicador 105 para diferenciar cuando el dispositivo está encendido o apagado. En la modalidad preferida, el sistema de visualización laparoscópica 10 usa un LED 105 de emisión azul, como indicador. El azul es el color preferido porque se ve fácilmente en el quirófano. El blanco no es la elección de color de LED preferida porque no siempre es fácilmente visible. Entre las muchas ventajas de usar un LED 105 como indicador principal, se encuentran su bajo costo, bajo y eficiente consumo de energía, su resistencia a vibraciones y daños por golpes, su baja generación de calor, su insensibilidad a temperaturas más bajas como las de un quirófano, su capacidad para no verse afectado por los ciclos de encendido/apagado y su largo ciclo de vida. El LED 105 también puede servir para advertir cuando las baterías se están debilitando parpadeando intermitentemente. En una modalidad adicional, es posible tener varios LED 105 o un LED multifuncional 105, como indicador 105. En una modalidad diferente (no mostrada) puede usarse una pequeña bombilla de luz o una pegatina de color de cambio con la temperatura.

Se usa una placa de circuito impreso (PCB) 125 para contener todos los circuitos operativos del conjunto 10 y se incorpora una resistencia 110 en la PCB 125 y tiene una resistencia de entre 10 y 1000 ohmios. Uno de los propósitos de la resistencia 110 es controlar la corriente que pasa a través del LED 105, que a su vez controla el brillo del LED 105. Otro factor que afecta el brillo del LED 105 es la longitud de la bobina de calentamiento 145. Al extender la longitud de la bobina de calentamiento 145, la resistencia aumenta, aumentando de esta manera la corriente que va al LED. El valor de las resistencias 110 también debe cambiarse para mantener el mismo brillo en el LED 105. A medida que se extiende la longitud de la bobina de calentamiento 145, la producción de energía cae. Esto se demuestra aplicando la ley de Ohm  $E = I \times R$ , donde la tensión  $E$  permanece constante en un circuito paralelo. Al aumentar la longitud de la bobina de calentamiento 145, aumenta la resistencia, lo que hace que disminuya la corriente de derivación. Esto afecta al brillo del LED 105 en el circuito paralelo adyacente. A medida que aumenta la resistencia de la bobina 145, la corriente en el circuito paralelo adyacente también aumenta, lo que hace que el LED 105 se vuelva más brillante. Una resistencia en serie con el LED ayuda a controlar el brillo. Al aplicar la fórmula de potencia  $P = V^2/R$ , se demuestra claramente por qué se produce menos potencia en esta rama. En otra modalidad, no se usa ninguna resistencia o LED.

Uno de los principales avances en el presente Sistema de Visualización Laparoscópica 10 es la disposición y ubicación de un Conmutador térmico 115. Por medio de pruebas y análisis empíricos, se ha determinado que el control de temperatura más eficiente y estable de la solución anti-niebla se logra cuando el Conmutador térmico 115 se coloca como se muestra en la Figura 3 directamente sobre la bobina de calentamiento 145, y justo por debajo del nivel del líquido (con la mayor preferencia agua que contiene un tensioactivo por conveniencia denominado tensioactivo 190). El sistema de visualización laparoscópica 10 se mantiene entre 50-70 °C (122-158 °F). La funcionalidad determina el intervalo de temperatura seleccionado; es decir, desempañado, limpieza, etc. Se obtuvieron resultados sobresalientes al proporcionar un material de envoltura 116 en forma de película que sirve como un manguito de compresión para presionar el conmutador térmico 115 en una estrecha relación de transferencia física y térmica con el conjunto de la lata 150 y el elemento de calentamiento 145. El material de envoltura 116 tiene cuatro funciones principales: estabiliza el conmutador térmico 115; elemento 145 y conjunto de la lata 150 contra golpes y vibraciones; mantiene el conmutador térmico 115 en relación de transferencia de calor tanto con el elemento 145 como con el fluido en el conjunto de la lata 150; actúa como aislante térmico al reducir la pérdida de calor; y finalmente, asegura el interruptor de transferencia térmica 115, la bobina 145 y el conjunto de la lata 150 juntos como una unidad. En una forma preferida, el material de envoltura 116 es una película de plástico termo-retráctil tal como cualquier grado adecuado de resina termoplástica termo-retráctil en forma de una banda circular de aproximadamente 1-1/4 de pulgada de diámetro que después de deslizarse sobre el conjunto de la lata 150 y el conmutador térmico 115 se calienta con una pistola de calor hasta que se contrae lo suficiente como para comprimir firmemente el conmutador térmico 115 de manera segura y en relación de transferencia térmica con el conjunto de bobina y lata 150. Preferimos usar una película termo-retráctil que tenga un grosor de al menos aproximadamente 0,005 pulgadas, ya que se descubrió que también es eficaz como aislante térmico para mejorar la estabilidad de temperatura del conmutador térmico 115 mientras que al mismo tiempo mantiene una transferencia de calor eficiente desde el fluido y la bobina 145 al conmutador térmico mejorando de esta manera la eficiencia térmica global del sistema completo como se describe más completamente con relación a la Figura 12, prolongando de esta manera sustancialmente la vida útil de la batería. El intervalo de temperatura ideal para el Sistema de Visualización Laparoscópica 10 dependerá de varios factores, entre ellos están la longitud de la bobina de calentamiento 145, la ubicación de la bobina de calentamiento 145 y la cantidad de material de envoltura térmica 116 que cubre el Conmutador térmico 115. Cuando se usa el material 116 de envoltura de acuerdo con la presente invención, se logra una estabilidad de temperatura sobresaliente, como se demuestra en el gráfico de la Figura 12. Las dos líneas de dientes de sierra muestran variaciones de temperatura donde ningún aislamiento rodea al Conmutador térmico 115. Por el contrario, las líneas de bordes estrechos indican una variación de temperatura estable y mejor controlada. Puede usarse aislamiento simple o doble para cubrir el Conmutador térmico 115.

En la modalidad preferida, hay un aislamiento mínimo entre el Conmutador térmico 115 y el Conjunto de la lata de calentamiento 150, lo que da como resultado una mejor transferencia de calor a la solución anti-niebla dentro del Conjunto de la lata de calentamiento 150 desde la bobina de calentamiento 145 enrollada a su alrededor. En la modalidad preferida, el Conmutador térmico 115 es un conmutador de tipo mecánico. La configuración de la estructura principal 140 puede requerir que el Conmutador térmico 115 esté descentrado. El marco principal 140 está especialmente diseñado, dimensionado y configurado para proporcionar un medio de sujetar y sujetar de

manera segura todos los componentes en la orientación correcta. El Conmutador térmico 115 puede tener la forma de un sensor de temperatura hecho de material bimetalico o un dispositivo sensor de temperatura de termopar en un circuito integrado o microcontrolador. También puede ser cualquier mecanismo resistivo de calentamiento. En la modalidad preferida, se usa un Conmutador térmico 115 del tipo de tira bimetalica.

5 El Conmutador térmico 115 tipo banda bimetalica se usa para convertir un cambio de temperatura en un desplazamiento mecánico. El Conmutador térmico 115 tipo banda bimetalica comprende dos piezas de metales diferentes que se expanden a diferentes velocidades a medida que se calientan. El Conmutador térmico 115 de banda bimetalica puede estar hecho de acero y cobre, o en algunos casos de acero y latón, unidos entre sí en toda su longitud mediante remachado, soldadura fuerte o soldadura. Las diferentes tasas de expansión obligan a la tira plana a doblarse en una dirección cuando se calienta y en la dirección opuesta cuando se enfría por debajo de la temperatura inicial. El metal con el coeficiente de expansión térmica más alto se coloca generalmente en el lado exterior de una curva de manera que cuando el Conmutador térmico 115 se calienta, se desplaza más.

15 Mover la bobina de calentamiento 145, hacia arriba o hacia abajo a lo largo de una longitud del conjunto de la lata de calentamiento 150 afecta la temperatura final que alcanza la solución anti-niebla. El Conmutador térmico 115 está diseñado para abrirse y cerrarse a temperaturas predeterminadas. Si el conmutador térmico 115 está situado lejos de la bobina de calentamiento 145 y la bobina de calentamiento 145 no está posicionada al nivel o por debajo del nivel de la solución antiniebla 190, la fuente de alimentación 205 de la Figura 2 tendrá que generar más energía para provocar que el Conmutador térmico 115 alcance la temperatura de corte deseada. Esto explica por qué la orientación del Conmutador térmico 115 es tan crítica y por qué tenerlo en la ubicación adecuada extiende significativamente la vida útil del Sistema de Visualización Laparoscópica 10. Las características más importantes del Conmutador térmico 115 son su rápido tiempo de respuesta de temperatura y sus características de reinicio automático.

25 La Figura 1 también muestra conectores 120 de clavija que conectan la bobina de calentamiento 145 a la PCB 125, completando el circuito. La conexión simple mejorada permite un montaje rápido y reduce significativamente la cantidad de errores humanos durante el montaje. La bobina de calentamiento 145 es preferentemente un alambre revestido con esmalte de cobre de calibre 35; siendo preferido el cobre. También puede usarse nicromo, pero en general también puede usarse cualquier cable capaz de conducir corriente, o cualquier elemento de calentamiento resistivo. La longitud de la bobina de calentamiento 145 puede estar entre 5 y 14 pies. En la modalidad preferida, la longitud es de entre 7 y 11 pies. Esta longitud proporciona el mejor equilibrio y los medios más eficientes para alcanzar rápidamente la temperatura de advertencia deseada. Para proporcionar la transferencia de calor más eficiente, la bobina de calentamiento 145 debe estar enrollada firmemente en una sola capa a lo largo del exterior del conjunto de la lata calentada 150. Al no usar un devanado multicapa, se evitan los puntos calientes y el cortocircuito de la bobina de calentamiento 145. Cada bucle de la bobina 145 debe estar adyacente y en contacto con el siguiente para generar una cantidad uniforme y controlada de calor. La bobina de calentamiento 145 se conecta a través de un interruptor de encendido/apagado 130 que se acciona a través de una palanca 142 conectada a un brazo lateral alargado 148, accionado por un botón 950 de la Figura 9B, en la carcasa exterior 200. El usuario solo necesita presionar el botón 950 y el interruptor de encendido/apagado 130 encenderá el dispositivo 10, encenderá el indicador LED 105 y comenzará a calentar la bobina de calentamiento 145. La conexión principal desde la fuente de alimentación 205 al interruptor de encendido/apagado 130 se realiza a través de un conector 191, Figura 2 en la placa de circuito impreso 125 de la Figura 1. La palanca 142, si es necesario, también puede accionarse empujando hacia arriba sobre la misma desde abajo, dentro de la carcasa 200 para apagar el Sistema de Visualización Laparoscópica 10.

50 Un marco principal 140 mejorado de la Figura 3 se usa para soportar las piezas integradas que componen el conjunto interior 100. El conjunto interior 100 integra la placa de circuito impreso 125, el conjunto de la lata calentadora 150 y la cubierta biselada 160 de la válvula y la palanca 142 en la estructura principal 140, así como también para permitir la colocación del material de envoltura en la bobina de calentamiento 145 dentro de sus límites.

55 La Figura 2 proporciona una vista despiezada de los elementos internos del sistema de visualización laparoscópica 10 dentro de la carcasa 200. La cubierta de la válvula biselada de plástico o cerámica 160 se usa para bloquear la válvula de inserción 170 en su lugar y se puede mantener en su lugar pegando, aplicando material de envoltura o cualquier otro método estándar de la industria. Una copa 180, hecha de un material firme pero flexible, como una espuma, por ejemplo, se asienta dentro de un área de base del conjunto de la lata calentadora 150 y se usa para proteger la lente distal de un laparoscopio de daños y rayones cuando se inserta. Una característica adicional de la copa 180 es que también puede usarse para el balance de blancos. La copa 180 también puede estar hecha de materiales de goma, tela, esponja o fieltro.

60 El marco principal 140 contiene los elementos clave del Sistema de visualización laparoscópica 10. Cuando el botón de encendido/apagado 950 de la Figura 9A está presionada, la palanca 142 que se acopla mecánicamente y mueve un brazo lateral alargado 148 en comunicación funcional con el interruptor interno de encendido/apagado 130 encendiéndolo, activando de esta manera el sistema de visualización laparoscópica 10. Se usa un soporte de baterías 195 para sujetar en su lugar tres pilas AA 205, que forman la fuente de alimentación 205. El soporte de

- baterías 195 proporciona energía al conjunto 10, a través del conector de alimentación 191. Se usa una lengüeta de extracción de batería 210 opcional de la Figura 2 para proporcionar un medio para extraer las baterías. La carcasa del sistema de visualización laparoscópica 200 está cubierta a lo largo de la parte inferior con un conjunto de cubierta inferior 900. El conjunto de cubierta inferior del sistema de visualización laparoscópica 900 tiene la opción de tener una tira adhesiva 905 para asegurar la cubierta del sistema de visualización laparoscópica 200 al paciente o al sitio de anclaje. La carcasa del sistema de visualización laparoscópica 200 se acopla a un reductor laparoscópico externo 980 de la Figura 2. Este reductor también puede tener un tamaño personalizado para adaptarse a laparoscopios personalizados.
- El marco 140 incluye ranuras superior e inferior 201 de la Figura 1, que se engancha alrededor de la palanca 142 de manera que se puede deslizar entre una posición hacia arriba (apagado) y una posición hacia abajo (encendido), con respecto a un actuador 202 del interruptor de encendido/apagado 130 que se acopla dentro de una ranura 203 formada en el brazo lateral 148 de la palanca 142.
- En la modalidad preferida, el sistema de visualización laparoscópica 10 de la Figura 2 usa el tensioactivo 190 en forma de un fluido estéril 190, sin embargo, también puede usarse agua estéril, solución salina estéril o cualquier solución anti-niebla estéril. En la modalidad preferida, se reservan 5 ml del líquido 190 en el recipiente 150. La evaporación del líquido 190 en el recipiente 150 no es un problema debido al entorno encerrado dentro del recipiente 150. Otra consideración importante es que el tensioactivo 190, con respecto a la orientación de la bobina de calentamiento 145, debe ser tal que el calor pueda transferirse eficazmente, incluso cuando el bote 150 está en una posición horizontal. Se entenderá que la válvula de pico de pato 174 está insertada, a lo largo de un nivel superior del líquido 190 de manera que, cuando se coloca de lado, el volumen principal del líquido permanece dentro de un área pequeña debajo de la válvula de pico de pato 174 y en contacto con la bobina de calentamiento 145 para mantener su temperatura lo más constante posible.
- La Figura 3 ilustra una vista interna detallada de los elementos clave del conjunto interior 100. La cubierta biselada 160 de la válvula sostiene la válvula de inserción laparoscópica 170 en su lugar sobre la entrada al conjunto de la lata calentada 150, con la placa de circuito impreso 125 y la bobina de calentamiento 145 montada también en la estructura principal 140, formando el conjunto interior 100.
- El conjunto interior 100 de la Figura 3 incluye la cubierta biselada 160 de la válvula que se mantiene en su lugar por medio de al menos dos puntas alargadas 155 de cubierta de la válvula. Las clavijas 155 están ligeramente desplazadas, lo que permite que la cubierta biselada 160 de la válvula se bloquee de manera segura en su lugar sobre una entrada al conjunto de la lata calentadora 150 formada por una válvula de inserción 170 flexible, que se usa para guiar un laparoscopio hacia el conjunto de la lata calentadora 150. Se proporciona al menos un orificio de expansión 172 de la válvula de inserción a lo largo de la periferia interior de la válvula de inserción 170 para compensar los diferentes diámetros de los laparoscopios usados. El al menos un orificio de expansión 172 de la válvula de inserción también permite que el aire escape del conjunto de la lata calentada 150 al insertar un laparoscopio.
- El conjunto de la lata calentadora 150 en su modalidad preferida está hecho de acero inoxidable. Está construido con un material biocompatible y su producción es económica. En otras modalidades, puede estar hecho de plástico, aluminio, cerámica o sus combinaciones o de otros metales que tengan una excelente conductividad térmica. El grosor del conjunto de la lata calentada 150 es una consideración importante porque determina las propiedades de calentamiento. El grosor de la lata calentada 150 puede oscilar entre 0,1 y 0,75 mm. En la Figura 3 la parte superior 161 del conjunto de la lata calentadora 150 está ligeramente ensanchada, lo que permite que la cubierta biselada 160 de la válvula tenga un ajuste más apretado y mejor cuando se fija sobre ella.
- La válvula de inserción 170 incluye varias cualidades importantes. Entre ellas se encuentra su construcción, al estar hecha de un material de caucho o plástico flexible que permite insertar de manera ajustada instrumentos cuyos diámetros se encuentran entre 2 y 12 mm, permitiendo de esta manera solo una mínima fuga. La válvula de inserción laparoscópica 170 debe estar diseñada para permitir el paso fácil de otros dispositivos médicos y es autosellante una vez que se retiran los dispositivos médicos. En la modalidad preferida, la válvula de inserción laparoscópica 170 ayuda a controlar la presión en el conjunto de la lata calentadora 150, lo que puede lograrse por cualquier medio adecuado, tal como por medio de la provisión de una vejiga compresible 500 de la Figura 6B, o una válvula de ventilación unidireccional o de pico de pato 174.
- La Figura 4 ilustra una vista superior del conjunto interior 100. La cubierta biselada 160 de la válvula tiene al menos un rebaje recortado 196 que se ve mejor en la Figura 3. El rebaje 196 permite que el LED 105 se ajuste bien a la cubierta de la válvula 160. El rebaje recortado 196 también reduce el tamaño total del conjunto interior 100. También se ilustra cómo la PCB 125 se acopla mecánicamente a la estructura principal 140. La Figura 4 muestra la simetría y ergonometría de la cubierta biselada 160 de la válvula con respecto al marco principal 140. La válvula de inserción 170 incluye además una válvula de ventilación 174 de pico de pato o unidireccional normalmente cerrada que comprende dos secciones 175 flexibles acopladas, cuyos bordes 176 acoplados están cerrados cuando no se inserta nada en la lata de calentamiento 150, estando la válvula 174 de pico de pato espaciada hacia abajo de la

cubierta biselada 160, en una posición justo por encima del nivel que alcanza el líquido 190, estando la válvula de pico de pato 174 en una posición normalmente cerrada.

5 La Figura 5 ilustra una vista en perspectiva del conjunto de la cubierta biselada 160. Se usa una abertura suave 165 de la cubierta biselada de la válvula para ayudar a guiar el laparoscopio hacia el conjunto de la lata calentada 150. Una pared lateral 167 de la cubierta de la válvula 160 está diseñada de manera que su altura sea suficiente para proporcionar un ajuste seguro sobre la válvula de inserción 170 de la Figura 6B. Hay al menos dos puntas alargadas 155 de la cubierta de la válvula ubicadas simétricamente en la parte inferior 171 de la cubierta de la válvula 160 que se usan para asegurar la cubierta de la válvula 160 a la estructura principal 140 sobre la entrada al conjunto de la  
10 lata calentadora 150.

15 La Figura 6A ilustra una vista superior de la válvula de inserción laparoscópica 170. La válvula de inserción 170 y la válvula de pico de pato 174 proporcionan un punto de entrada para el dispositivo de inserción. Una vejiga de expansión especial 500 de válvula de inserción de la Figura 6B se proporciona para compensar los desplazamientos de presión provocados por la inserción de dispositivos laparoscópicos en el recipiente 150 y para compensar la expansión que tiene lugar cuando se calienta el líquido 190. La vejiga de expansión compresible 500 de la válvula proporciona un mecanismo para el control de la presión dentro del recipiente 150.

20 La Figura 6B ilustra una vista lateral de la válvula de inserción laparoscópica 170, con la vejiga de expansión 500 sobresaliendo. La vejiga de expansión 500 sirve a un propósito adicional, para la inserción de un reductor de fugas 700. El reductor de fugas 700 es una mejora importante del sistema de visualización laparoscópica 10. Ayuda a prevenir la fuga de líquido que puede haber escapado de la válvula de inserción de pico de pato 174 de la Figura 6B que se expande para permitir la entrada de un dispositivo laparoscópico y proporciona un ajuste apretado su alrededor, dentro del conjunto de la lata calentada 150.

25 La Figura 7A, ilustra una vista isométrica superior del reductor de fugas laparoscópico 700. El reductor de fugas 700 proporciona una abertura para la vejiga de expansión 500 de la válvula de inserción de la Figura 6B para encajar de manera segura dentro del recipiente 150. El reductor de fugas 700 se bloquea en su lugar con la válvula de inserción laparoscópica 170 de la Figura 6A, que proporciona una estructura secundaria de prevención de fugas y una herramienta usada para alojar dispositivos médicos de diferentes tamaños. El reductor de fugas 700 se puede unir permanentemente como una pieza o como dos piezas separadas.

30 En la modalidad preferida, el reductor 980 atado adjunto de la Figura 2 se conecta en el área de acoplamiento 965 del reductor rebajado de la Figura 9C. Se encaja a presión en su lugar a través de la abertura rebajada 175 de la Figura 9A, que proporciona un ajuste firme y ceñido para dispositivos laparoscópicos. Esto minimiza aún más el potencial de fuga del tensioactivo 190.

35 La Figura 7C ilustra una proyección en forma de U en la superficie interior del retenedor 700 que rodea al menos parcialmente la abertura 705 para servir como un separador 710 para evitar que una abertura de liberación de presión en el reductor de fugas 700 se obstruya, e.t. por una parte de la válvula 170 cuando el endoscopio quirúrgico se inserta en la cámara. El separador en forma de U 710 proporciona un medio único para permitir que el aire escape con poca o ninguna pérdida del líquido tensioactivo 190.

40 La Figura 8A muestra la orientación de la PCB 125 y el conjunto interior 100 del Sistema de visualización laparoscópica 10. Un pequeño espacio define la cámara exterior dentro del marco principal 140, y el conjunto de la lata calentadora 150, permitiendo que la bobina de calentamiento 154 sea recibida dentro del marco principal 140.

45 Las Figuras 8B y 8C muestran la PCB simple 125 de diseño compacto, que incorpora el interruptor de encendido/apagado 130, el LED 105, la resistencia 110, que ilustra también la ubicación y orientación del conmutador térmico 115 y las clavijas 120 del conector de la bobina de calentamiento. Este diseño ergonómico reduce drásticamente el potencial de error humano durante el montaje. La integración de las estructuras definidas anteriormente en la PCB 125 mejora significativamente el control de calidad, la fabricación y el montaje del Sistema de visualización laparoscópica 10. Se proporciona un conector 192 de batería de PCB para conectar rápidamente el conector 191 del paquete de baterías 195. Una característica de bloqueo 147 de PCB de la Figura 8A también se  
50 emplea para ayudar a asegurar la PCB 125 a la estructura principal 140.

55 La Figura 9A ilustra una vista lateral de la carcasa 200 del sistema de visualización laparoscópica 10. La abertura rebajada 175 que se muestra permite y ayuda a guiar un laparoscopio hacia el conjunto de la lata calentadora 150. Puede usarse una cubierta inferior 910 del conjunto de cubierta inferior 900 para unir de manera segura el sistema de visualización laparoscópica 10 a una estructura adecuada dentro del campo quirúrgico durante los procedimientos laparoscópicos. Se usa una almohadilla limpiadora de lente endoscópica 960 unida a través de una pestaña trasera 961 para limpiar la lente laparoscópica antes o después de la inserción en el conjunto de la lata calentada 150, la abertura circular 955 se forma como parte del conjunto de carcasa. El indicador LED azul 105 proyecta luz a través de una abertura circular 955 en la carcasa 200.

La Figura 9B ilustra una vista en perspectiva de la carcasa 200 del sistema de visualización laparoscópica 10. La Figura demuestra lo amigable que es el Sistema de Visualización Laparoscópica 10 para el equipo quirúrgico con su diseño simple, permitiendo al usuario saber cuándo está activado, a través de medios de iluminación y calentando el líquido 190 usado para limpiar la lente.

5 La Figura 9C ilustra una vista isométrica del conjunto de cubierta inferior 900 del sistema de visualización laparoscópica 10. Se puede incorporar un área de acoplamiento 965 del reductor rebajado adicional opcional para compensar la unión de diferentes tamaños de reductor de válvula 980. Una abertura 970 del conjunto de la carcasa inferior se configura para permitir que el conjunto interior 100 del sistema de visualización laparoscópica 10 se inserte en la carcasa 200 a través de la parte inferior. La abertura de inserción del soporte de baterías 975 está especialmente cortada para permitir que el soporte de baterías 195 se ajuste de manera ceñida y por fricción dentro de la carcasa 200 y se puede aplicar pegamento u otros adhesivos para asegurar aún más el conjunto interior 100 en la carcasa 200.

15 La Figura 10 ilustra una vista en perspectiva del conjunto de cubierta inferior 900. Puede usarse un adhesivo 905 de la cubierta inferior para unir la cubierta inferior 910 al conjunto del cuerpo 200. Su propósito es proporcionar medios para sujetar de manera segura el sistema de visualización laparoscópica 10 a un objeto estacionario, preferentemente dentro del campo quirúrgico. También se proporciona un inserto de bloqueo de la cubierta inferior 920 para unir el conjunto de la cubierta inferior 900 a la carcasa 200. Una lengüeta especial de fijación 915 de la carcasa está diseñada para sujetarse o agarrarse a una superficie inferior del conjunto de la lata calentadora 150. También se proporciona una lengüeta de sujeción 925 especialmente diseñada para sujetar el sistema de visualización laparoscópica 10 a un objeto seguro durante la cirugía. Un miembro de soporte inferior 930 está diseñado en ángulo y se usa para sujetar el conjunto interior 100 en su lugar. Se usa un pestillo de bloqueo inferior 940 de la batería para proporcionar un accesorio para el conjunto de la cubierta inferior 900. Se usa un soporte en ángulo inferior 945 de la batería para asegurar el soporte 195 de la batería dentro de la carcasa 200.

25 En una modalidad adicional propuesta, el sistema de visualización laparoscópica 10 puede incorporar cepillos u otros medios mecánicos para limpiar varios instrumentos laparoscópicos. El líquido calentado 190 en el conjunto de la lata 150 calentada también puede usarse para calentar y limpiar otros tipos de instrumentos laparoscópicos, actuando de esta manera como un limpiador multipropósito de instrumentos.

30 La Figura 11 presenta un esquema eléctrico de la modalidad preferida en donde se muestran todos los elementos esenciales. Una fuente de alimentación 205 que consta de tres (3) baterías AA 205 es la fuente que impulsa los circuitos. Un interruptor de encendido/apagado 130 en la posición normalmente abierta está conectado en serie con el circuito paralelo simple presentado en la PCB 125 que proporciona calentamiento e indicación de "encendido" al sistema de visualización laparoscópica 10. Además, el conmutador térmico 115 normalmente cerrado se conecta en serie con el conjunto 145 de la bobina de calentamiento. La bobina de calentamiento 145 se conecta a los conectores 120 de clavija de la bobina de calentamiento en los puntos que se ilustran. Cuando la temperatura del conjunto de la lata de calentamiento 150 alcanza una temperatura predeterminada, hace que se abra el conmutador térmico 115, interrumpiendo la corriente eléctrica que entra en el conjunto de la bobina de calentamiento 145. Siempre que la temperatura dentro del conjunto de la lata de calentamiento 150 desciende por debajo de un umbral de temperatura inferior predefinido, el conmutador térmico 115 se cierra y permite que la corriente fluya hacia la bobina de calentamiento 145 para calentar el líquido 190. Aunque en la modalidad preferida la fuente de alimentación 205 es una fuente de CC, no excluye el uso de una fuente de alimentación de CA.

40 En una modalidad adicional, el epoxi térmico 117 de la Figura 1, puede usarse para una mejor transferencia de calor desde la bobina de calentamiento 145 al conmutador térmico 115. Una ventaja de usar epoxi térmico 117 es que permite que el conmutador térmico bimetálico 115 se expanda y contraiga libremente sin ninguna restricción u obstáculo físico.

50 Como reconocerán los expertos en la técnica pertinente, se pueden realizar numerosas modificaciones y sustituciones en las modalidades descritas anteriormente de la presente invención sin apartarse del alcance de la invención. Por consiguiente, la porción anterior de esta especificación debe tomarse en un sentido ilustrativo, en oposición a un sentido limitativo.

55  
60

65

**REIVINDICACIONES**

- 5 1. Un sistema de visualización laparoscópica (10) para calentar, aplicar una solución anti-niebla y proteger la lente distal del endoscopio quirúrgico antes y durante un procedimiento quirúrgico, el sistema de visualización laparoscópica (10) que comprende,

una carcasa (200) para que sirva de recinto,

10 la carcasa (200) que tiene una cámara central para contener un líquido (190) en donde se puede insertar un endoscopio quirúrgico,

un elemento de calentamiento (145) en relación de transferencia térmica con la cámara para calentar el líquido (190) en donde la cámara comprende un recipiente que tiene una pared que rodea un compartimento central adaptado para contener el líquido (190) con el elemento de calentamiento (145) en relación de transferencia térmica con el mismo,

15 un conmutador térmico (115) en relación conductora de calor tanto con el elemento de calentamiento (145) como con el recipiente,

20 la cámara central que está adaptada para recibir el extremo distal de un endoscopio quirúrgico para proporcionar una función anti-niebla para el endoscopio,

un miembro de cubierta (160) sobre la cámara que tiene un orificio para introducir el endoscopio quirúrgico en la cámara, y

25 un miembro de válvula flexible (170) que tiene elementos de pared ahusados en el centro (175) que se separan entre sí cuando el endoscopio quirúrgico se inserta a través del mismo, caracterizado porque la cámara tiene una abertura de ventilación (705) que comunica con la misma para ventilar el aire de la cámara cuando el endoscopio se inserta en la cámara, donde una parte superior de la cámara se construye y dispone para actuar como un reductor de fugas (700) de líquido laparoscópico que incluye la abertura de ventilación (705), en donde el reductor de fugas de líquido se adapta para proporcionar un ajuste alrededor del endoscopio quirúrgico cuando se inserta, y el miembro de válvula (170) se ubica cerca de la porción superior de la cámara para reducir o eliminar la pérdida de líquido de la cámara cuando se inserta el endoscopio a través de la misma.

30
- 35 2. El sistema de visualización laparoscópica (10) de acuerdo con la reivindicación 1, que incluye un elemento separador (710) en el interior de la cámara que rodea al menos parcialmente la abertura de ventilación (705) de la cámara y se adapta para evitar la obstrucción de la abertura de ventilación (705) con el endoscopio quirúrgico insertado en la cámara.

40
3. El sistema de visualización laparoscópica (10) de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el elemento de calentamiento (145) es una bobina de calentamiento presionada en relación de transferencia térmica con el conmutador térmico (115) y con la cámara para calentar el líquido,

45 en donde el sistema de visualización laparoscópica (10) comprende además una placa de circuito impreso (125) conectada a la cámara central y que incluye componentes de circuito que están conectados a la misma seleccionados del grupo que consiste en la bobina de calentamiento, una luz indicadora y un interruptor de encendido/apagado y un terminal de batería, dichos componentes de circuito que se conectan entre sí por medio del cableado del circuito impreso aplicado a la placa de circuito.

50
4. El sistema de visualización laparoscópica (10) de acuerdo con la reivindicación 3, en donde la bobina de calentamiento se coloca al nivel del líquido o por debajo del mismo.

55
5. El sistema de visualización laparoscópica (10) de acuerdo con la reivindicación 3, en donde el conmutador térmico (115) se conecta a la placa de circuito (125) y se asegura en relación de transferencia térmica con el elemento de calentamiento (145) y el recipiente por medio de una película formada a partir de un bucle de material de envoltura retráctil polimérico termoaislante que se coloca para encerrar y presionar el conmutador térmico (115) en relación de transferencia térmica con la cámara y la bobina de calentamiento.

60
6. El sistema de visualización laparoscópica de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la carcasa (200) y la cámara central tienen un miembro de fijación (910) próximo a una porción inferior del mismo para asegurar la carcasa y la cámara central a un objeto estacionario dentro de un campo quirúrgico durante el uso.

65
7. El sistema de visualización laparoscópica (10) de acuerdo con la reivindicación 1, en donde la carcasa (200) está hecha de un material de espuma que absorbe los golpes y es térmicamente aislante.

8. El sistema de visualización laparoscópica (10) de acuerdo con la reivindicación 1, que comprende una copa (180) que se asienta dentro de un área de base del recipiente y se usa para proteger una lente distal del endoscopio quirúrgico cuando se inserta.
- 5 9. El sistema de visualización laparoscópica (10) de acuerdo con la reivindicación 8, en donde la copa (180) puede usarse para equilibrar el blanco.
10. El sistema de visualización laparoscópica (10) de acuerdo con la reivindicación 1, en donde se mantiene un intervalo estrecho de temperatura del líquido dentro de la cámara central por medio del uso del conmutador térmico (115) para controlar el funcionamiento del elemento de calentamiento (145).
- 10 11. El sistema de visualización laparoscópica (10) de acuerdo con la reivindicación 1, en donde el conmutador térmico (115) es un conmutador térmico de restablecimiento automático que está diseñado para abrirse y cerrarse a temperaturas predeterminadas.
- 15

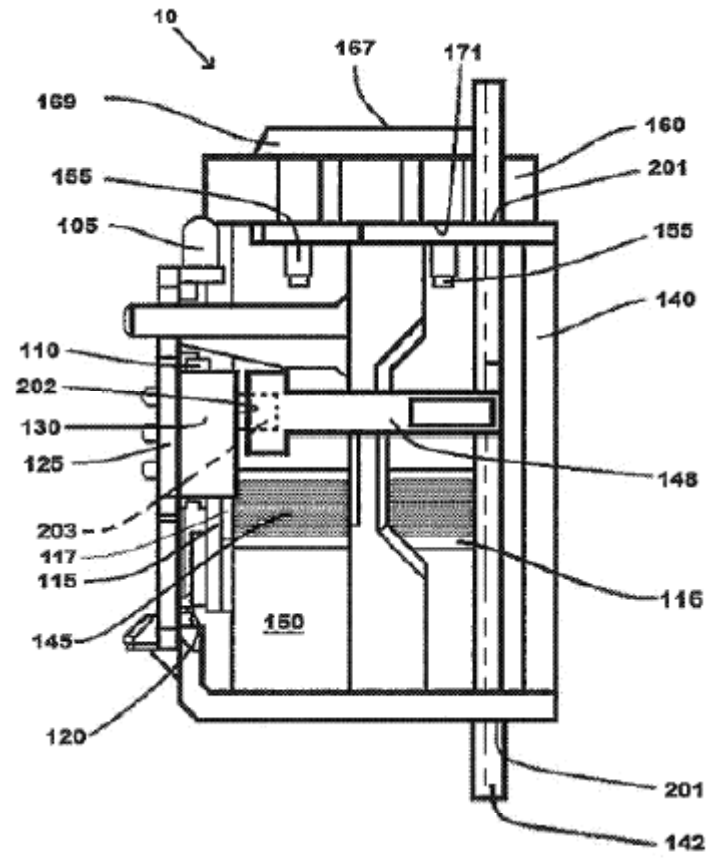


FIGURA 1

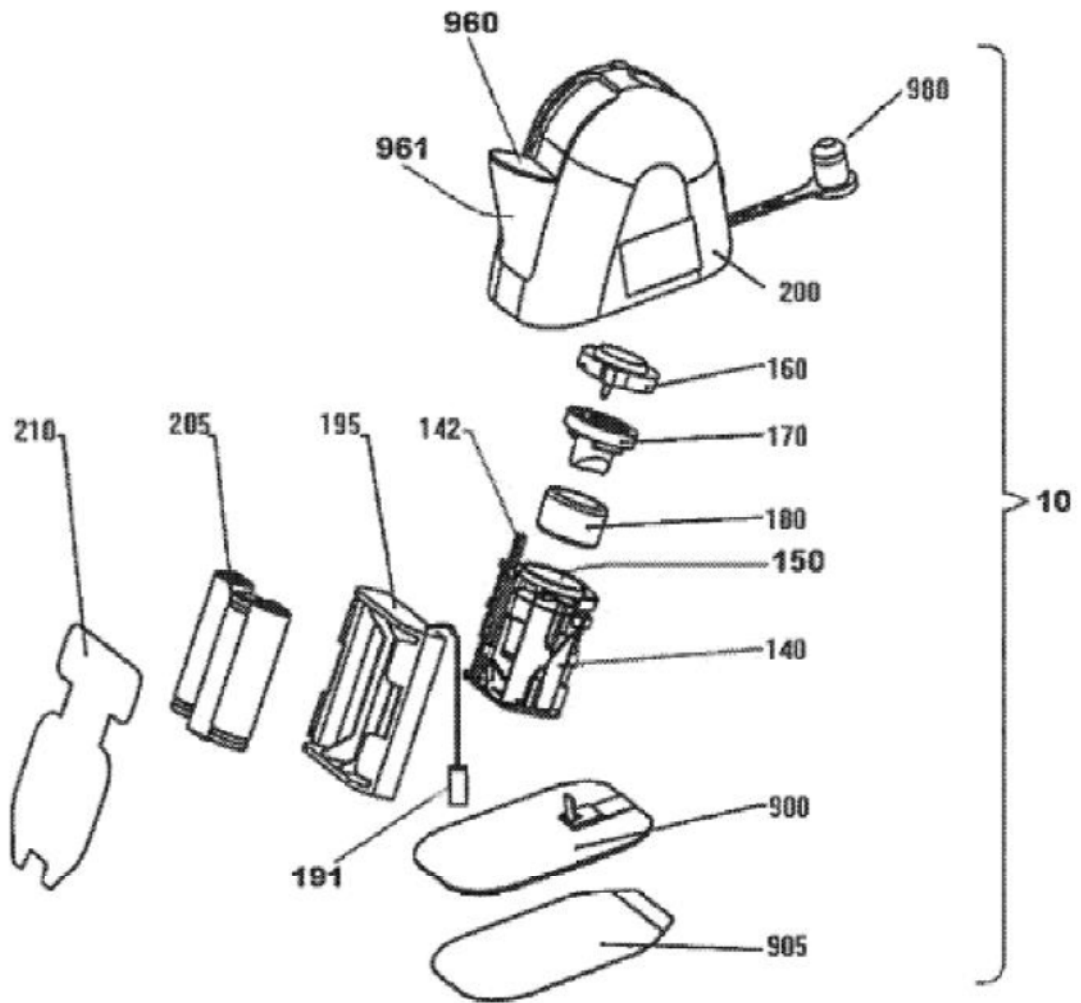


FIGURA 2

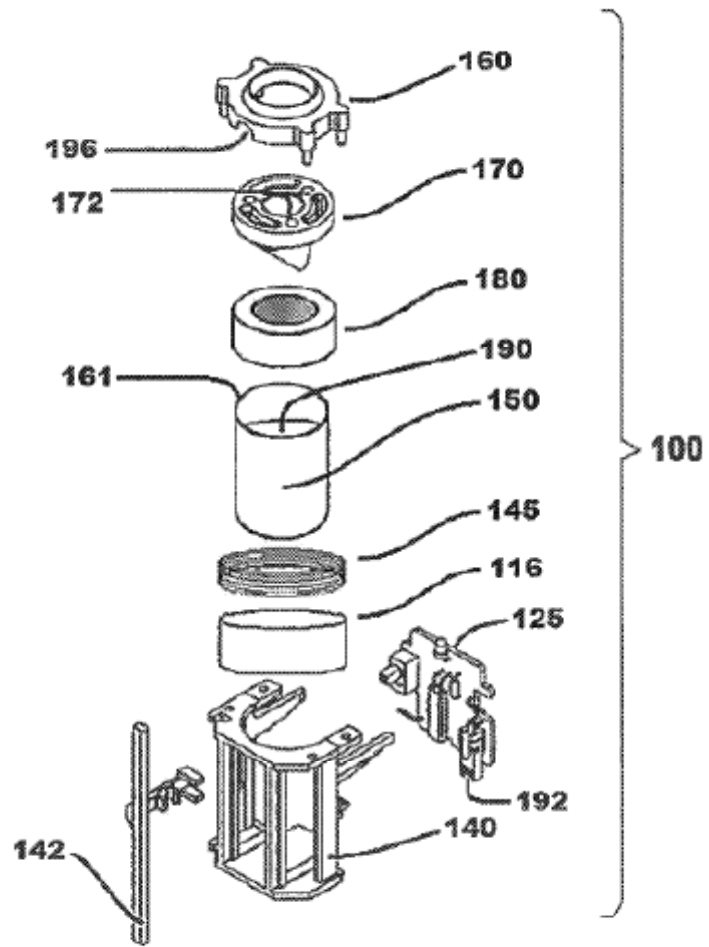


FIGURA 3

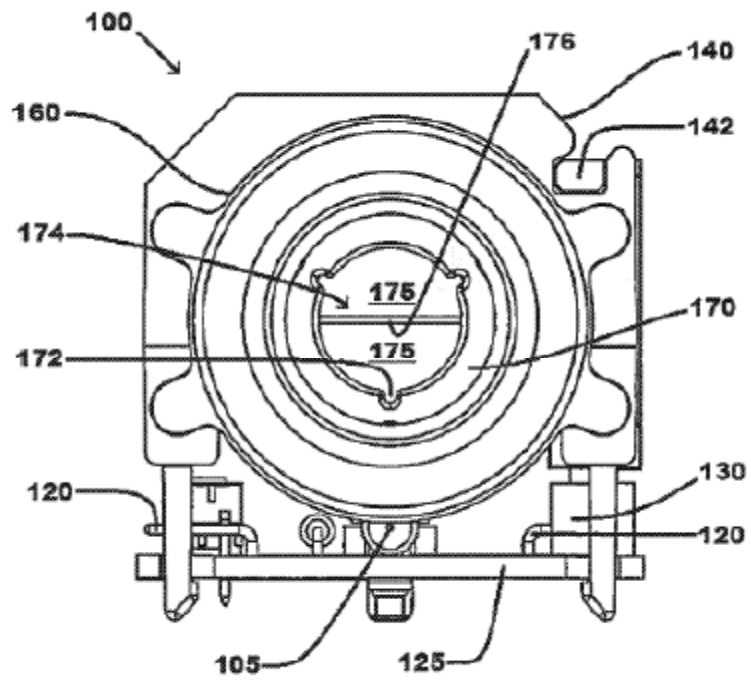


FIGURA 4

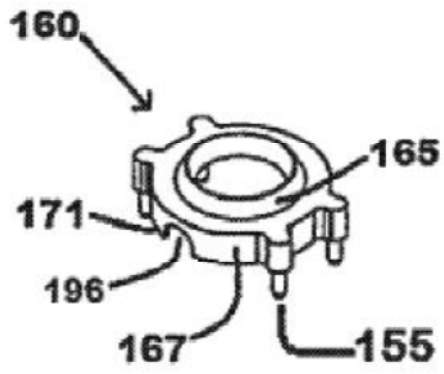


FIGURA 5

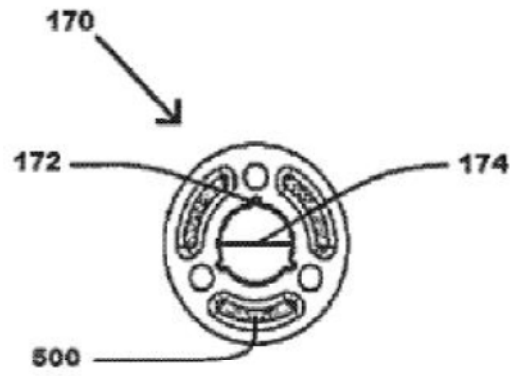


FIGURA 6A

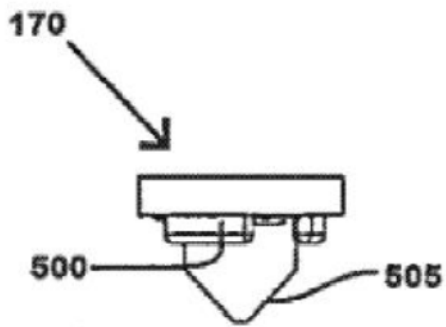


FIGURA 6B

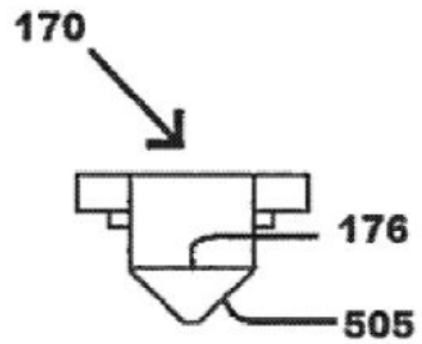


FIGURA 6C

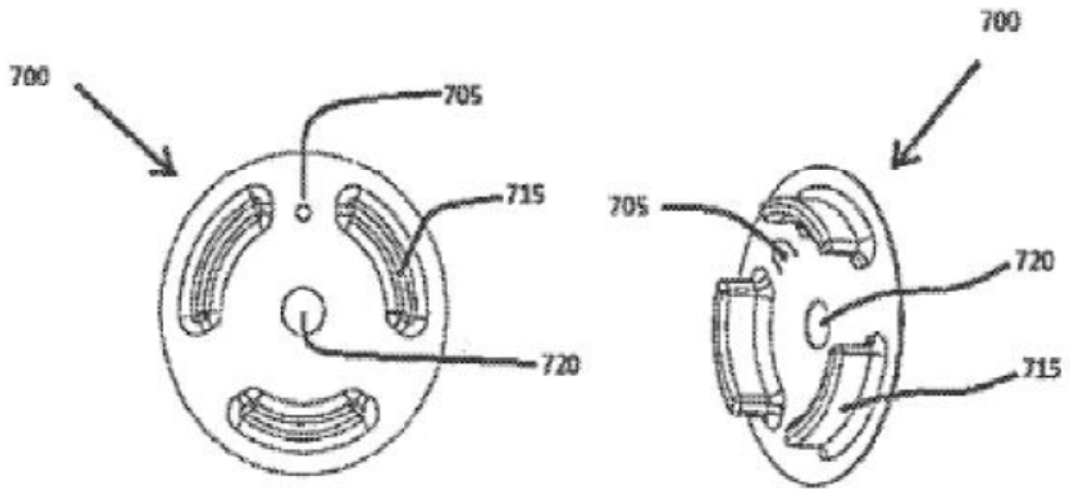


FIGURA 7A

FIGURA 7B

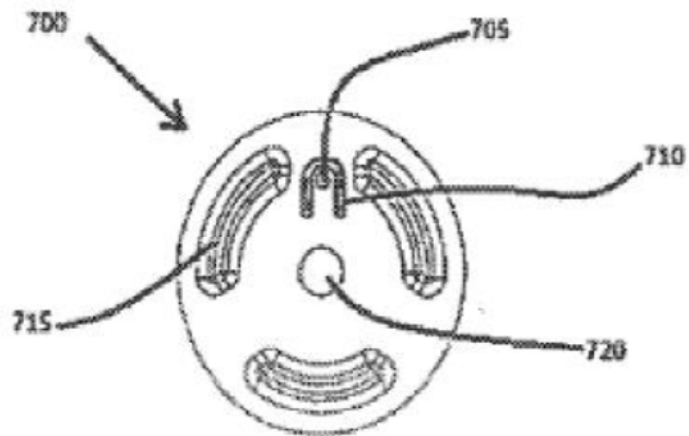


FIGURA 7C

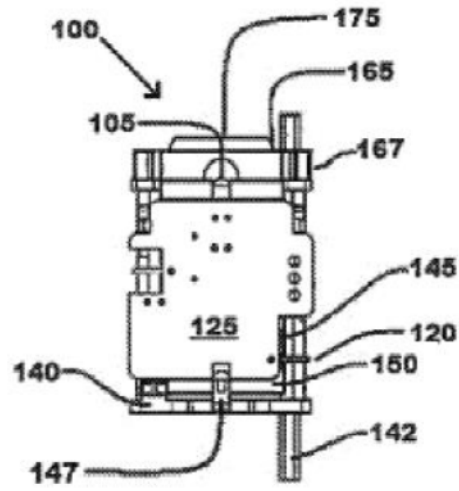


FIGURA 8A

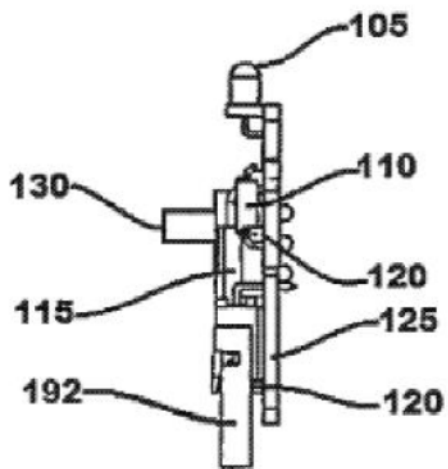


FIGURA 8B

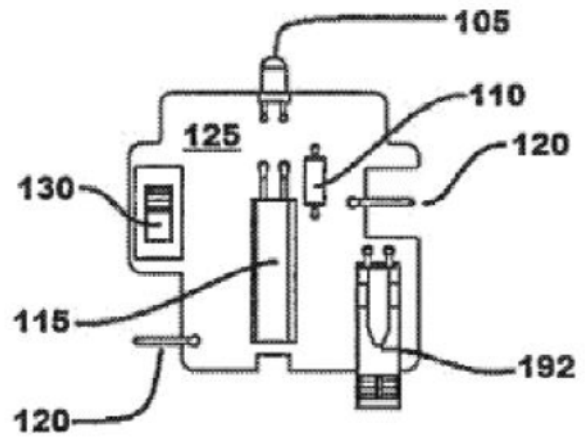


FIGURA 8C

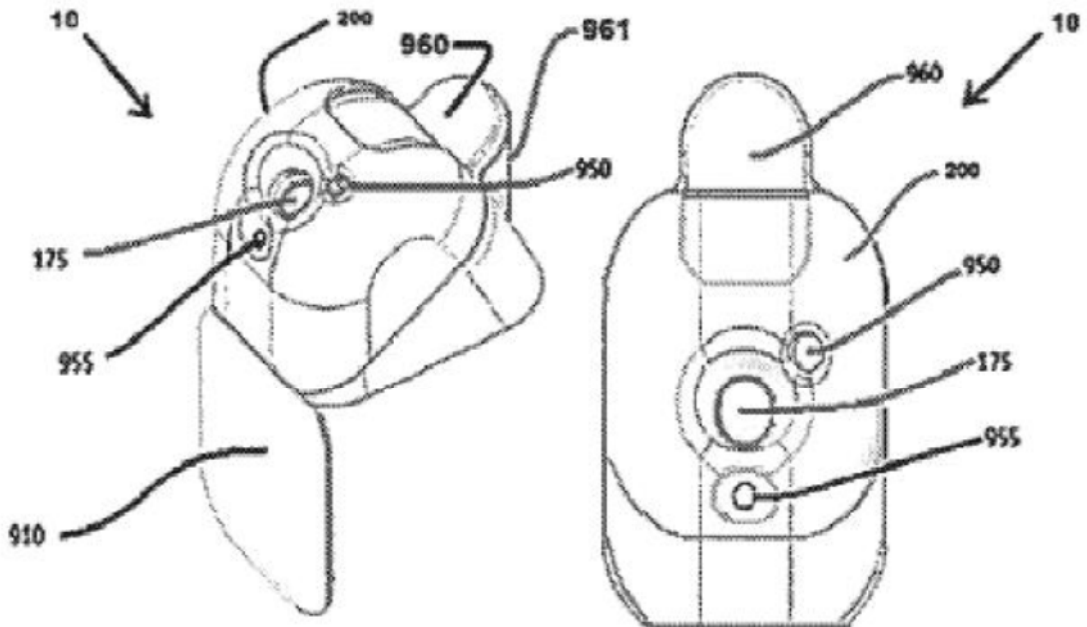


FIGURA 9A

FIGURA 9B

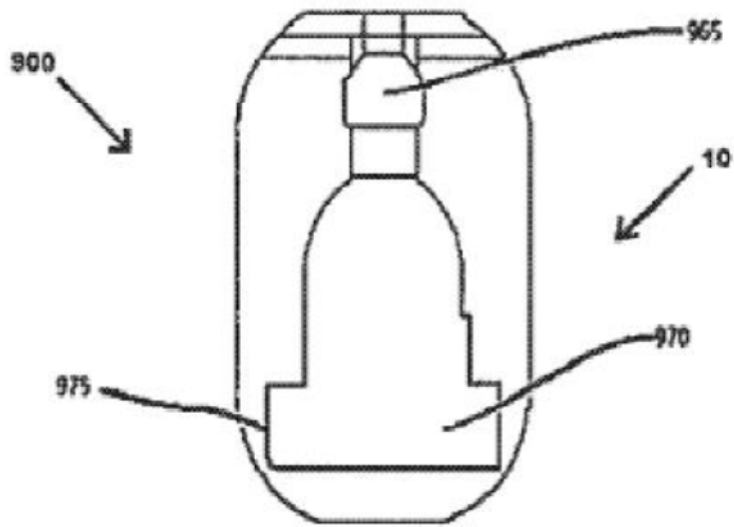


FIGURA 9C

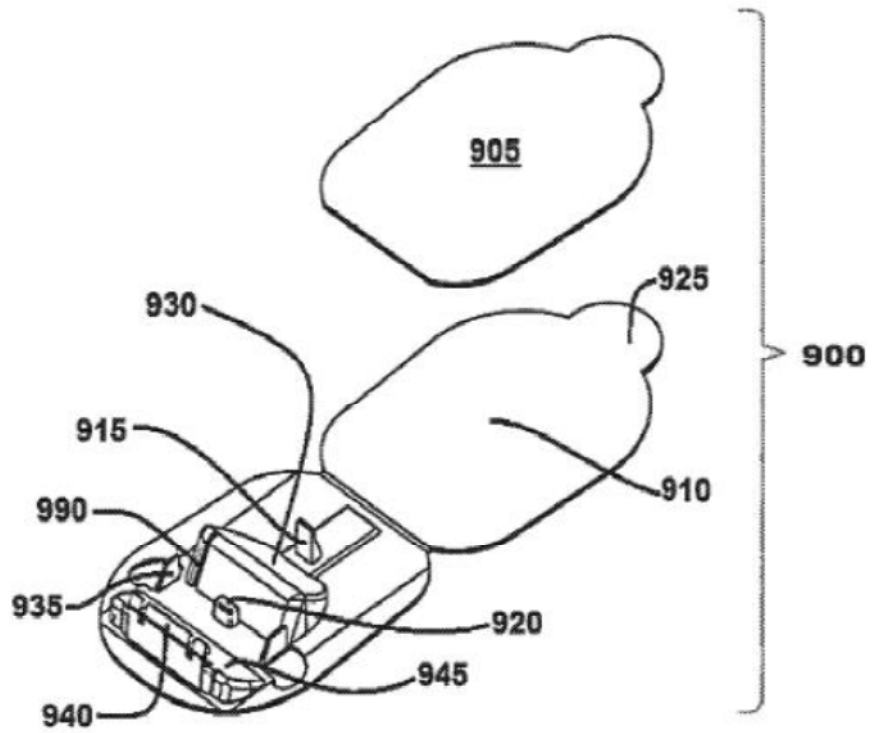


FIGURA 10

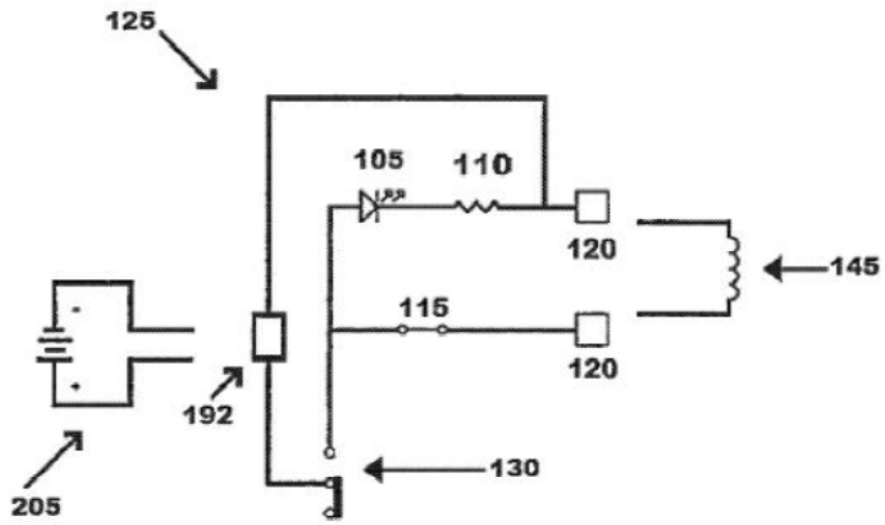


FIGURA 11

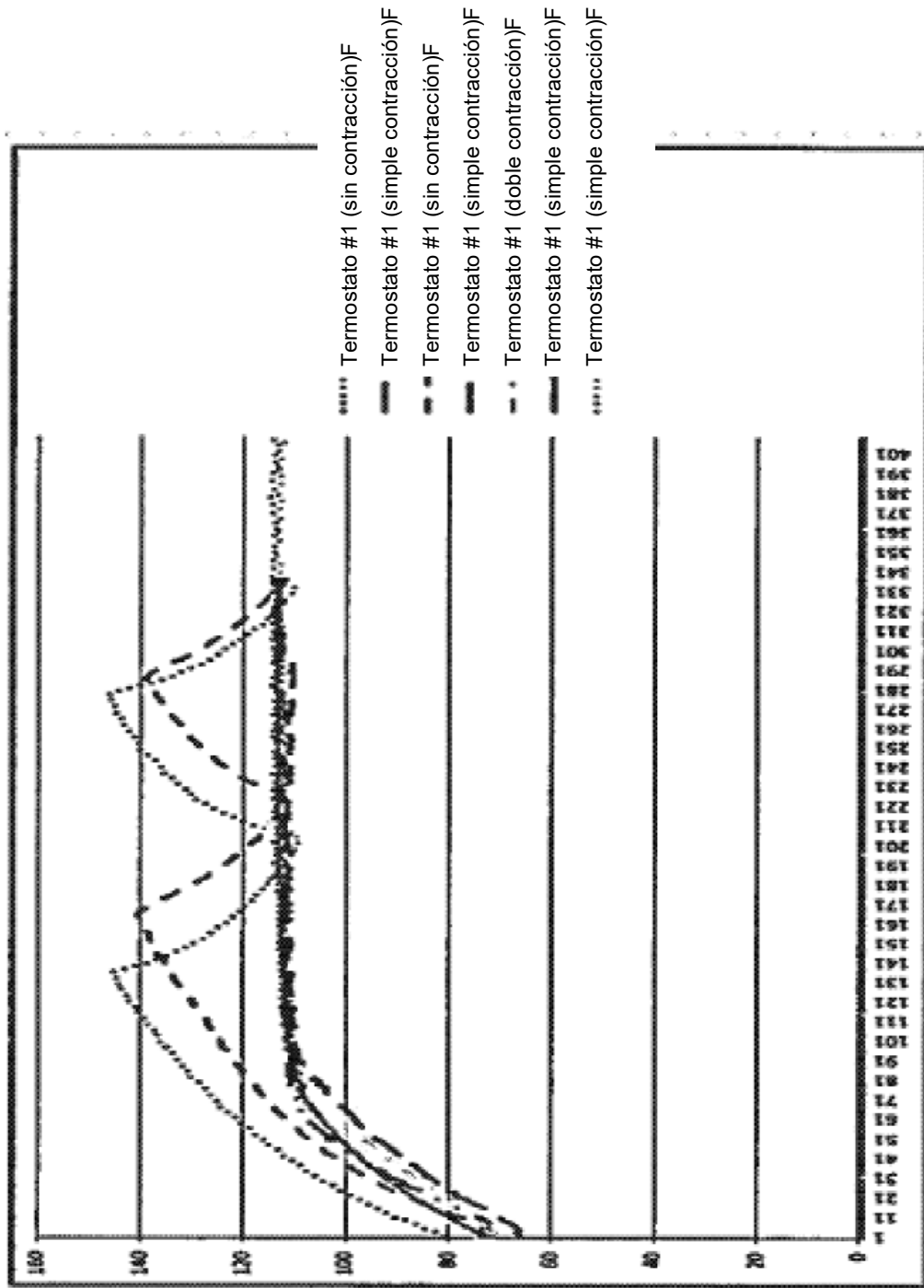


FIGURA 12