

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **3 004 046**

51 Int. Cl.:

**G09B 23/28**

(2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **13.02.2018** **PCT/US2018/018036**

87 Fecha y número de publicación internacional: **23.08.2018** **WO18152122**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **13.02.2018** **E 18708015 (5)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **18.12.2024** **EP 3583589**

54 Título: **Sistema de entrenamiento laparoscópico**

30 Prioridad:

**14.02.2017 US 201762458972 P**

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

**11.03.2025**

73 Titular/es:

**APPLIED MEDICAL RESOURCES CORPORATION  
(100.00%)**

**22872 Avenida Empresa  
Rancho Santa Margarita, CA 92688, US**

72 Inventor/es:

**VELASCO, JOEL B.;  
FILEK, JACOB J.;  
SLABBER, NICO;  
CHAN, SAMANTHA;  
CARTER, BRANDEN;  
MICHAELS, ZACHARY;  
LANDINO, NATHAN;  
PERELES, BRANDON;  
BOLANOS, EDUARDO;  
HAGUE, CORY S.;  
HOFSTETTER, GREGORY K.;  
KENNEDAY, SEAN;  
MCMORROW, TIMOTHY;  
SHAH, JIGAR;  
HO, JIMMY y  
CHASE, LINDSEY**

74 Agente/Representante:

**ELZABURU, S.L.P**

ES 3 004 046 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 entrenamiento laparoscópico

### Campo de la invención

5 Esta solicitud se refiere al entrenamiento quirúrgico y, en particular, al entrenamiento laparoscópico en donde se usa un torso simulado para practicar procedimientos y técnicas quirúrgicos y un sistema evaluativo proporciona retroalimentación sobre el rendimiento del usuario.

### Antecedentes de la invención

10 La cirugía laparoscópica requiere varias pequeñas incisiones en el abdomen para la inserción de trocates o pequeños tubos cilíndricos de aproximadamente 5 a 10 milímetros de diámetro a través de los cuales se colocan instrumentos quirúrgicos y un laparoscopio en la cavidad abdominal. El laparoscopio ilumina el campo quirúrgico y envía una imagen ampliada desde el interior del cuerpo a un monitor de vídeo que proporciona al cirujano una vista en primer plano de los órganos y tejidos. El cirujano observa la alimentación de vídeo en directo y realiza la operación manipulando los instrumentos quirúrgicos colocados a través de los trocates.

15 Las técnicas quirúrgicas mínimamente invasivas realizadas por laparoscopia pueden mejorar en gran medida los resultados del paciente debido a una gran reducción del traumatismo al cuerpo. Sin embargo, existe una curva de aprendizaje pronunciada asociada con cirugía mínimamente invasiva, que necesita un método de entrenamiento de los cirujanos con estas técnicas desafiantes. En el mercado existen numerosos simuladores laparoscópicos, la mayoría de los cuales consisten en algún tipo de cerramiento y algún tipo de barrera que puede ser perforada por instrumentos quirúrgicos para tener acceso al interior. Un órgano simulado o estación de práctica se coloca dentro del interior y se practican técnicas quirúrgicas en el órgano simulado o estación de práctica.

20 La Solicitud de Patente Internacional WO 2009/089614 A1 describe un instrumento quirúrgico de entrenamiento quirúrgico que tiene un sensor para adquirir y transmitir al menos un dato relacional del instrumento con respecto a un entorno de entrenamiento y la Solicitud de Patente Internacional WO 2016/201085 A1 describe un entorno de entrenamiento quirúrgico del tipo general que puede usarse con la presente invención.

### 25 Compendio de la invención

Según un aspecto de la invención se proporciona un instrumento de entrenamiento quirúrgico como se expone en la reivindicación 1.

Según otro aspecto de la invención se proporciona un método de entrenamiento quirúrgico como se expone en la reivindicación 13.

### 30 Breve descripción de los dibujos

La FIG. 1 es una vista en perspectiva de un dispositivo de entrenamiento quirúrgico.

La FIG. 2 es una vista en perspectiva de un dispositivo de entrenamiento quirúrgico.

La FIG. 3 es una vista en perspectiva de un dispositivo de entrenamiento quirúrgico.

35 La FIG. 4 es una vista lateral de alguien que realiza un procedimiento simulado en un dispositivo de entrenamiento laparoscópico.

La FIG. 5 es una vista en perspectiva superior de una superficie curvada solamente en una dirección.

La FIG. 6 es una vista en perspectiva superior de una superficie curvada en dos direcciones.

La FIG. 7 es una vista en perspectiva superior, en despiece ordenado, de un molde de vacío de cavidad negativa.

La FIG. 8 es una vista en perspectiva superior, en despiece ordenado, de un molde de vacío de cavidad negativa.

40 La FIG. 9 es una vista en sección, en perspectiva superior, de un molde de vacío de cavidad negativa.

La FIG. 10 es una vista en sección en perspectiva superior, en despiece ordenado, de un marco, una pieza de espuma y un molde de vacío.

La FIG. 11A es una vista en perspectiva superior de una pieza de espuma en su lugar en un molde de vacío.

La FIG. 11B es una vista en perspectiva superior de una pieza de espuma formada en un molde de vacío.

45 La FIG. 12 es una vista en sección, en despiece ordenado, en perspectiva superior de un marco, una capa no formada, capas formadas y un molde de vacío.

La FIG. 13A es una vista en sección, en perspectiva superior, de una pieza de espuma en su lugar en un vacío antes de la conformación.

La FIG. 13B es una vista en sección, en perspectiva superior, de capas de espuma en un molde de vacío después de la conformación.

- 5 La FIG. 14 es una vista en sección en despiece ordenado, en perspectiva superior, de un marco, una capa de espuma antes de la conformación, una pluralidad de capas de espuma después de la conformación y un molde de vacío.

La FIG. 15A es una vista en sección, en perspectiva superior, de un marco, una capa de espuma antes de la conformación, una pluralidad de capas de espuma después de la conformación y un molde de vacío.

- 10 La FIG. 15B es una vista en sección, en perspectiva superior, de un marco y una pluralidad de capas de espuma después de la conformación y un molde de vacío.

La FIG. 16 es una vista en perspectiva superior de una capa de espuma y una lámina de silicona sin curar para hacer una capa de piel artificial.

La FIG. 17A es una vista en perspectiva superior de una capa de espuma en su lugar sobre una capa de silicona para formar una capa de piel artificial.

- 15 La FIG. 17B es una vista en perspectiva superior de una capa de espuma adherida a una capa recortada de silicona que forma una capa de piel artificial.

La FIG. 18 es una vista en sección en despiece ordenado, en perspectiva superior, de un tapón con peso, una pluralidad de capas de espuma adheridas después de la conformación, un marco, una capa de piel artificial plana y un molde de vacío.

- 20 La FIG. 19A es una vista en sección en despiece ordenado, en perspectiva superior, de un tapón con peso, una pluralidad de capas de espuma adheridas después de la conformación, y una capa de piel antes de la conformación en su lugar bajo un marco en un molde de vacío.

- 25 La FIG. 19B es una vista en sección en despiece ordenado, en perspectiva superior, de un tapón con peso, una pluralidad de capas de espuma adheridas después de la conformación, y una capa de piel después de la conformación en su lugar bajo un marco y en un molde de vacío.

La FIG. 19C es una vista en sección en despiece ordenado, en perspectiva superior, de un tapón con peso, una pluralidad de capas de espuma adheridas después de la conformación, y una capa de piel después de la conformación en su lugar bajo un marco y en un molde de vacío.

- 30 La FIG. 19D es una vista en sección, en perspectiva superior, de un tapón con peso, una pluralidad de capas de espuma adheridas después de la conformación, y una capa de piel después de la conformación en su lugar bajo un marco y en un molde de vacío.

La FIG. 20A es una vista en perspectiva superior de una pared abdominal simulada.

La FIG. 20B es una vista en perspectiva inferior de una pared abdominal simulada.

La FIG. 21 es una vista en perspectiva superior de una pared abdominal simulada y un marco.

- 35 La FIG. 22 es una vista en perspectiva superior, en despiece ordenado, de una pared abdominal simulada entre dos mitades de marco.

La FIG. 23 es una vista en perspectiva, en sección, de una pared abdominal simulada y dos mitades de marco que muestran un canal en ángulo.

- 40 La FIG. 24A es una vista en sección, en perspectiva superior, de una mitad de marco inferior que muestra salientes de retención.

La FIG. 24B es una vista en sección transversal de una pared abdominal simulada y un marco.

La FIG. 25 es una vista en alzado lateral de un procedimiento quirúrgico laparoscópico típico realizado en un simulador.

La FIG. 26A es una vista en alzado lateral de un dispositivo de agarre laparoscópico según la presente invención.

La FIG. 26B es una vista en alzado lateral de un instrumento de tijera laparoscópico según la presente invención.

- 45 La FIG. 26C es una vista en alzado lateral de un instrumento de disección laparoscópica según la presente invención.

La FIG. 27 es una vista en alzado lateral de un vástago de instrumento de disección laparoscópica separado de un mango según la presente invención.

La FIG. 28 es un esquema de un dispositivo de entrenamiento laparoscópico que contiene órganos artificiales y dos instrumentos quirúrgicos laparoscópicos conectados a un microprocesador externo durante su uso.

5 La FIG. 29 es una vista superior de una placa de circuito.

La FIG. 30 es un esquema eléctrico de una configuración de galga extensométrica.

La FIG. 31A es una vista en alzado lateral, en sección, de un conjunto de mango de instrumento y un conjunto de vástago según la presente invención.

10 La FIG. 31B es una vista de extremo de un brazo de movimiento y una sección de una varilla de un instrumento quirúrgico según la presente invención.

La FIG. 31C es una vista superior en sección de un brazo de movimiento y una varilla de un instrumento quirúrgico según la presente invención.

La FIG. 31D es una vista de extremo de un brazo de movimiento y una sección de una varilla de un instrumento quirúrgico según la presente invención.

15 La FIG. 31E es una vista en sección superior de un brazo de movimiento y una varilla de un instrumento quirúrgico según la presente invención.

La FIG. 32 es una vista en perspectiva superior de un instrumento quirúrgico laparoscópico según la presente invención, un trocar y órganos simulados dentro de un dispositivo de entrenamiento laparoscópico.

20 La FIG. 33 es una vista en alzado lateral de un instrumento laparoscópico según la presente invención que tiene una unidad de movimiento inercial en un conjunto de mango.

La FIG. 34 es un diagrama de flujo de etapas realizadas por un sistema.

La FIG. 35 es un esquema de un método y ecuaciones de calibración de acelerómetro para todos los ejes en ambas direcciones positiva y negativa.

La FIG. 36 es un esquema de un modelo de calibración de magnetómetro.

25 La FIG. 37 es un gráfico de calibración de galga extensométrica del voltaje medido frente a la fuerza real medida por una célula de carga para calibración.

La FIG. 38 ilustra un método de recorte y segmentación para calcular la temporización.

La FIG. 39 es un diagrama de flujo de datos en un algoritmo MARG, un algoritmo de estimación de orientación IMU.

La FIG. 40 ilustra un algoritmo de suavidad y una ecuación usada para cálculos de curvatura.

30 La FIG. 41 es un esquema que ilustra una economía de algoritmo y ecuación de movimiento.

La FIG. 42 es una vista de una captura de pantalla de ordenador de una página de inicio de interfaz de usuario.

La FIG. 43A es una vista de una captura de pantalla de ordenador de una pantalla de calibración de interfaz de usuario.

La FIG. 43B es una vista de una captura de pantalla de ordenador de una pantalla de calibración de interfaz de usuario.

La FIG. 43C es una vista de una captura de pantalla de ordenador de una pantalla de calibración de interfaz de usuario.

35 La FIG. 43D es una vista de una captura de pantalla de ordenador de una pantalla de calibración de interfaz de usuario.

La FIG. 44 es una vista de una captura de pantalla de ordenador de una pantalla de selección de lección de interfaz de usuario.

La FIG. 45 es una vista de una captura de pantalla de ordenador de una pantalla de vista previa de interfaz de usuario.

La FIG. 46 es una vista de una captura de pantalla de ordenador de una pantalla de cuestionario de interfaz de usuario.

40 La FIG. 47 es una vista de una captura de pantalla de ordenador de una pantalla de módulo de aprendizaje de interfaz de usuario.

La FIG. 48 es una vista de una captura de pantalla de ordenador de una pantalla de retroalimentación de usuario de interfaz de usuario.

La FIG. 49 es un diagrama de flujo que ilustra el recorrido del flujo de datos.

### Descripción detallada de la invención

Pasando ahora a las FIGS. 1-3, en ellas se muestra un dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico que permite a un practicante practicar maniobras quirúrgicas intrincadas en un entorno que es seguro y barato. Generalmente, el dispositivo 10 está configurado para imitar el torso de un paciente, específicamente la zona abdominal. El dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico proporciona un cerramiento para simular una cavidad corporal 12 que está sustancialmente oculta al usuario. La cavidad 12 está dimensionada y configurada para recibir tejido simulado o vivo u órganos de modelo o modelos de entrenamiento de habilidad y similares. Se accede a la cavidad corporal 12 y a los órganos y/o modelos simulados encerrados a través de una zona 14 de simulación de tejido penetrable que es penetrada por el usuario empleando dispositivos tales como trocares para practicar técnicas y procedimientos quirúrgicos usando instrumentos quirúrgicos reales tales como, pero sin limitarse a, dispositivos de agarre, instrumentos de disección, tijeras y dispositivos de fusión y corte basados en energía en el tejido o modelos simulados que se encuentran ubicados en la cavidad corporal 12. El dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico es particularmente adecuado para practicar procedimientos laparoscópicos u otros procedimientos quirúrgicos mínimamente invasivos.

Haciendo referencia todavía a la FIG. 1, el dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico incluye una cubierta superior 16 conectada a una base 18 y separada de la misma. La cubierta superior 16 incluye una parte dependiente formada integralmente y la base 18 incluye una parte que se extiende hacia arriba, cooperando ambas para formar las paredes laterales y la pared posterior del dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico. El dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico incluye una pared delantera 20 que está articulada con la base 18 para formar una puerta que se abre a la cavidad 12. La pared delantera 20 incluye una abertura delantera 22 que proporciona acceso lateral a la cavidad 12 que es útil para practicar los procedimientos de histerectomías vaginales y transanales. La pared delantera 20 se muestra en una posición cerrada en la FIG. 1 y en una posición abierta en las FIGS. 2-3. Está previsto un fiador 24 configurado para liberar la zona 14 de simulación de tejido de la cubierta superior 16. Otro botón de liberación está configurado para abrir la puerta. La zona 14 de simulación de tejido es representativa de la superficie anterior del paciente y la cavidad 12 entre la cubierta superior 16 y la base 18 es representativa de una zona abdominal interior del paciente en la que residen los órganos. La cubierta superior 16 incluye una abertura que está configurada para recibir la zona 14 de simulación de tejido. La zona 14 de simulación de tejido es convexa desde el exterior para simular un abdomen insuflado. La zona 14 de simulación de tejido incluye numerosas capas que representan músculo, grasa y otras capas como se describe en la Patente de EE. UU. n.º 8,764,452. La zona 14 de simulación de tejido se describirá con mayor detalle más abajo. La base 18 incluye carriles 26 mostrados en la FIG. 3 que se extienden hacia arriba desde la superficie inferior dentro de la cavidad 12. Los carriles 26 están configurados para recibir una bandeja (no mostrada) que lleva tejido simulado o vivo. La bandeja es útil para una disposición que comprende una pluralidad de órganos y/o fluido de retención u órganos simulados hechos de hidrogel y similares. La bandeja se coloca a través de la abertura frontal y sobre los carriles, sobre los que puede deslizarse dentro de la cavidad 12. La bandeja incluye una base sobre la que se apoyan órganos artificiales. Esta base está situada por encima del suelo inferior del dispositivo de entrenamiento laparoscópico. Una bandeja personalizada que tiene una cierta profundidad permite ajustar la altura de los órganos con respecto a los carriles seleccionando la bandeja de profundidad apropiada según las demandas del procedimiento quirúrgico seleccionado. Los carriles permiten ventajosamente que las bandejas más profundas transporten más órganos artificiales o personalicen la distancia entre la parte superior de los órganos artificiales y la pared abdominal simulada. Una distancia más corta, tal como la proporcionada por una bandeja menos profunda, proporciona un espacio de trabajo más pequeño para instrumentos quirúrgicos y puede aumentar la dificultad y/o aumentar el realismo del procedimiento. Por lo tanto, los carriles permiten una segunda plataforma para órganos artificiales distintos del suelo inferior del dispositivo de entrenamiento que se considera la primera plataforma para órganos artificiales. La segunda plataforma es ajustable intercambiando bandejas y colocando los órganos artificiales en las mismas, y deslizando la bandeja sobre los carriles 26. También se pueden prever luces tales como una tira de diodos emisores de luz (LED), sensores y cámaras de vídeo, todos designados generalmente con el número de referencia 28, dentro de la cavidad 12. El dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico también está provisto de un adaptador 30 desmontable. El adaptador 30 se extiende entre la cubierta superior 16 y la base 18 y se conecta con las mismas. El adaptador 30 incluye una abertura 32 que tiene forma cilíndrica y está dimensionada y configurada para conectarse con un órgano simulado tal como una vagina o un colon simulados y es particularmente útil para practicar procedimientos de acceso lateral que incluyen, pero no se limitan a, histerectomías vaginales y procedimientos transanales. Cuando un órgano artificial en forma de lumen se conecta al adaptador, la abertura 32 está en comunicación con el interior del lumen. La abertura 22 en la pared delantera 20 también está en comunicación con el interior del lumen proporcionando acceso al lumen desde el exterior del dispositivo de entrenamiento. El adaptador 30 se conecta a dientes tanto en la cubierta superior 16 como en la base 18. Cuando está conectada, la abertura del adaptador 30 se alinea con la abertura 22 en la pared delantera 20 y está situada detrás de la pared delantera 20. El lado trasero de la pared delantera 20 puede incluir un rebaje dimensionado y configurado para recibir el adaptador 30 haciendo que éste esté sustancialmente a ras con el lado delantero de la pared delantera 20. La pared delantera 20, cuando está cerrada y bloqueada, también ayuda a mantener el adaptador seguro especialmente cuando un procedimiento requiere que se aplique una fuerza significativa sobre el órgano artificial. El adaptador 30 es intercambiable con un adaptador que no tiene una abertura 32 y está en blanco de manera que, cuando se conecta al dispositivo de entrenamiento quirúrgico, la abertura 22 en la pared delantera 20 se cubre y no se permite que entre luz en la cavidad. El adaptador en blanco se emplea cuando la simulación no requiere acceso lateral a la cavidad. La

base 18 incluye además patas 34 ajustables en altura para adaptarse al posicionamiento común del paciente, la altura y los ángulos del paciente. En una variación, las patas 34 están hechas de silicona blanda moldeada alrededor de un soporte físico. El soporte físico incluye un tornillo de cabeza, una tuerca en T y un separador. El separador hecho de nailon proporciona un tope duro que contacta con la parte inferior de la base una vez que las patas están atornilladas de manera que cada pata tiene la misma longitud. La tuerca en T se usa para sujetar el pie de silicona con el fin de evitar que gire independientemente del tornillo de cabeza. El extremo distal de cada una de las patas está provisto de un pie moldeado de silicona. Los pies de silicona son semiesféricos y permiten que la unidad se autonivele y amortigüe las vibraciones debido a la composición de silicona blanda.

El dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico tiene un diseño elegante y sencillo con la capacidad de simular diferentes tipos de cuerpo tales como pacientes con alto índice de masa corporal. El dispositivo 10 de entrenamiento puede ser usado por una o más personas al mismo tiempo y tiene un área grande en la zona de simulación de tejido para adaptarse a la colocación de trocar/puerto para una variedad de procedimientos comunes. El dispositivo 10 está configurado para parecerse a un abdomen previamente insuflado y, por lo tanto, más exacto anatómicamente que otros dispositivos de entrenamiento que son simplemente a modo de caja o no tienen grandes zonas de simulación de tejido curvadas para simular un abdomen insuflado. La cavidad interior 12 está configurada para recibir una bandeja que puede deslizarse sobre los carriles 26 al interior de la cavidad 12 de manera que los órganos vivos o simulados húmedos/mojados hechos de material de hidrogel pueden utilizarse en la práctica de técnicas electroquirúrgicas. Los carriles 26 también permiten ventajosamente que el suelo de la bandeja insertada esté más cerca de la zona de simulación de tejido reduciendo la distancia vertical entre ellos. El dispositivo 10 también puede ser portado convenientemente por una persona.

El dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico es una herramienta útil para enseñar, practicar y demostrar diversos procedimientos quirúrgicos y sus instrumentos relacionados en la simulación de un paciente que se somete a un procedimiento quirúrgico. Los instrumentos quirúrgicos se insertan en la cavidad 12 a través de la zona 14 de simulación de tejido. Se pueden usar diversas herramientas y técnicas para penetrar la cubierta superior 16 con el fin de realizar procedimientos simulados en órganos simulados o modelos de práctica colocados entre la cubierta superior 16 y la base 18. Puede preverse un monitor de visualización de vídeo externo conectable a una variedad de sistemas visuales para suministrar una imagen al monitor. Por ejemplo, para observar la grabación y analizar el procedimiento simulado se puede usar un laparoscopio insertado a través de la zona 14 de simulación de tejido conectada a un monitor de vídeo u ordenador. Los instrumentos quirúrgicos usados en el procedimiento también se pueden sensorizar y conectar a un ordenador. Además está prevista una grabación de vídeo a través del laparoscopio para grabar el procedimiento simulado.

Hay varias maneras de realizar la zona de simulación de tejido. Una variación ejemplar es la zona de simulación de tejido que se simula como una pared abdominal. Versiones anteriores han usado capas de diferentes tipos de espuma plana y/o láminas de silicona para simular el aspecto y/o la sensación de los diferentes tipos de tejido presentes en la pared abdominal humana. Las láminas que simulan una pared abdominal están curvadas en una o más direcciones.

Un problema con versiones anteriores consiste en que la pared abdominal simulada requiere algún tipo de estructura de soporte para evitar el colapso o pandeo de la pared abdominal simulada durante el uso. La estructura de soporte que sostiene la pared abdominal simulada generalmente disminuye la sensación general y el efecto visual de la pared abdominal simulada, y a menudo entorpece el paso durante los procedimientos simulados, especialmente durante la colocación del trocar.

Un inconveniente estético de este tipo de pared abdominal simulada consiste en que solo se puede hacer que la espuma se curve en una dirección, lo que resta mucho valor a su realismo. Un abdomen insuflado real se curva en múltiples direcciones, y es un objetivo crear una simulación más realista.

Una pared abdominal con curvatura y puntos de referencia realistas es deseable para el entrenamiento de la colocación adecuada del puerto. La colocación adecuada del puerto permite un acceso seguro a la cavidad abdominal y una triangulación adecuada para acceder a las estructuras anatómicas clave a lo largo de un procedimiento quirúrgico simulado.

Ahora se describirán con mayor detalle la pared abdominal simulada para su uso con el dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico y su método de fabricación. La pared abdominal simulada es una pared abdominal de espuma en capas que no tiene necesidad de estructuras de soporte internas o externas adicionales, y tiene el atractivo visual de una superficie realmente convexa con puntos de referencia apropiados. El método de fabricación de la pared abdominal simulada implica laminar múltiples capas de espuma con el uso de adhesivo. A medida que se añade cada capa posterior de espuma, la estructura total se vuelve más rígida. Después de haber añadido varias capas, la pared abdominal simulada tenderá a retornar elásticamente a su forma original, incluso después de haber sido deformada severamente, y retener suficiente rigidez para permitir una punción realista mediante trocates. La pared abdominal simulada tiene el aspecto visual convexo de un abdomen humano insuflado. Además, la pared abdominal simulada permite al usuario colocar un trocar en cualquier lugar a través de su superficie sin interferencia de estructuras de soporte subyacentes poco realistas. La pared abdominal simulada puede soportar un uso repetido. Los abdómenes simulados anteriores tienen una capa de piel similar al caucho que no está unida a los materiales de espuma de soporte, dando como resultado una pared abdominal simulada que parece desgastada después de sólo uno o dos

usos. Se ha creado e integrado en la pared abdominal simulada una capa de piel compuesta de silicona unida mecánicamente a una capa de espuma subyacente. Dado que la silicona está unida firmemente a la espuma subyacente, se realiza una capa de piel mucho más duradera, y los costes disminuyen reduciendo la frecuencia de sustitución de la pared abdominal. Además, en versiones anteriores en las que la capa de piel externa no está unida a las capas subyacentes, se abren espacios poco realistas entre las capas de la pared abdominal simulada durante la colocación del puerto. Se ha desarrollado un método para dar forma a la pared abdominal simulada. Este método cumple los objetivos anteriormente mencionados, y se describe con referencia a las figuras.

El método implica el uso de un molde de vacío para formar y unir láminas de espuma convexas. En el proceso se coloca una lámina de espuma en el molde de vacío y se mantiene en su lugar con un marco. Después se enciende la bomba de vacío y se aplica calor a la espuma. El calor relaja la espuma, permitiendo que se deforme y se estire y se adapte a la forma de la cavidad del molde debido a la aspiración del vacío. Se aplica adhesivo pulverizado a la espuma en el molde y/o a una nueva lámina de espuma. A continuación se pincha una multitud de orificios a través de la primera capa de espuma de manera que el vacío pueda actuar sobre la segunda capa de espuma a través de la primera. El orden de pinchadura de orificios y aplicación de cola puede invertirse y el proceso seguirá funcionando. Se retira el marco, se coloca la siguiente lámina de espuma con el lado de cola hacia abajo sobre el molde de vacío (con la primera capa de espuma todavía en su lugar, con el lado de cola hacia arriba), y se sustituye el marco. De nuevo, la bomba de vacío se enciende y se aplica calor a la capa de espuma superior. Cuando las dos capas de espuma entran en contacto, se unen entre sí. Este proceso se repite después para cada capa de espuma deseada. Con la adición de cada capa de espuma, la pared abdominal simulada gana firmeza.

Una vez que se ha completado la configuración de capas de espuma deseada, la pared abdominal simulada se inserta en el marco de pared abdominal. El marco de pared abdominal es un componente de dos piezas que asegura la pared abdominal simulada alrededor del perímetro comprimiéndola entre las partes superior e inferior del marco, y permite al usuario instalar y retirar fácilmente la pared del cerramiento del simulador quirúrgico. La geometría del marco de pared abdominal añade soporte adicional a la forma convexa y el tacto de la pared abdominal simulada utilizando un canal en ángulo a lo largo del perímetro entre el que se comprime la pared abdominal simulada.

El método descrito más abajo se basa en un mecanismo de laminación curvada formado, en parte, pegando sucesivamente superficies entre sí que se han curvado. Con cada capa adicional se obtiene una estructura que mantiene la curvatura deseada.

El método usa la formación al vacío para lograr superficies curvadas. En este segundo método se colocan láminas de espuma planas sobre un molde de vacío de cavidad negativa, se coloca un marco sobre la espuma para hacer un sello hermético al aire, y se evacúa el molde de vacío. A medida que se hace el vacío, se aplica calor a la espuma, lo que permite que la espuma se deforme y se estire hacia la cavidad del molde. Cuando se va a añadir una nueva capa, se pincha una multitud de orificios a través de las capas de espuma previamente formadas. Entre las capas se aplica adhesivo de modo que éstas formen una unión a través de toda la superficie curvada.

Después de haber laminado juntas varias capas de espuma, la pieza de trabajo comienza a mantener la forma curva del molde. Añadiendo o retirando capas, la respuesta táctil de las capas de espuma puede adaptarse para una sensación más natural.

Una vez que se ha completado la configuración de capas de espuma deseada, la pared abdominal simulada se inserta en el marco de pared abdominal, que es un sistema de dos piezas que consiste en un marco superior e inferior que asegura la pared abdominal simulada a lo largo del perímetro comprimiendo las capas de espuma en un canal en ángulo creado por los componentes del marco superior e inferior en un acoplamiento de ajuste por fricción o ajuste por compresión o similares. El diseño del marco permite al usuario instalar y retirar fácilmente el marco del cerramiento del simulador quirúrgico encajando a presión el perímetro del marco en el cerramiento del simulador quirúrgico. La geometría del marco de pared abdominal añade soporte adicional a la forma convexa de la pared abdominal simulada utilizando un canal en ángulo a lo largo del perímetro entre el que se comprime la pared abdominal simulada. El canal en ángulo del marco sigue la forma natural de la pared abdominal simulada. La simple compresión de la pared abdominal simulada entre dos piezas de marco planas da como resultado un soporte significativamente mayor para la forma convexa y produce un tacto realista de la pared abdominal simulada y ventajosamente evita la inversión no deseada de la pared abdominal simulada durante el uso normal.

Con referencia a la FIG. 4, en ella se muestra un dispositivo de entrenamiento quirúrgico también designado como dispositivo de entrenamiento o simulador quirúrgico 10 para procedimientos laparoscópicos, que permite a un practicante practicar maniobras quirúrgicas intrincadas en un entorno que es seguro y barato. Estos simuladores 10 consisten generalmente en un cerramiento 111 que comprende un entorno iluminado tal como se ha descrito más arriba al que se puede acceder a través de dispositivos de acceso quirúrgicos designados comúnmente como trocares 112. El cerramiento está dimensionado y configurado para replicar un entorno quirúrgico. Por ejemplo, el simulador puede parecer ser una cavidad abdominal insuflada y puede contener órganos simulados 113 que pueden ser manipulados y "operados" usando instrumentos quirúrgicos 114 reales, tales como, pero no limitados a, dispositivos de agarre, instrumentos de disección, tijeras e incluso dispositivos de fusión y corte basados en energía. Adicionalmente, el cerramiento 10 puede contener una pared abdominal simulada 115 para mejorar el realismo de la simulación. La pared abdominal simulada 115 facilita la práctica de la primera entrada y la colocación del trocar 112 y

proporciona ventajosamente una sensación táctil realista para los instrumentos que se mueven a través de la pared abdominal simulada.

Pasando a la FIG. 5, en ella se muestra una superficie 116 curvada en una dirección. Muchos de los productos actuales en el mercado hacen uso de una pared abdominal simulada que se curva en una sola dirección, tal como se muestra en la FIG. 5. Esta forma es una aproximación de la forma real de un abdomen insuflado que está curvado en varias direcciones. Además, una pared abdominal simulada curvada en una dirección como se muestra en la FIG. 5 no es tan sólida estructuralmente como una forma que se curva en dos direcciones. Los diseños de paredes abdominales simuladas que están curvadas en una sola dirección necesitan frecuentemente el uso de estructuras de soporte internas adicionales más allá de un marco perimetral tal como una espina de refuerzo o soporte entrecruzado. La FIG. 6 muestra una superficie 116 que se curva en dos direcciones, que es más realista y también más sólida estructuralmente que una superficie que se curva en una sola dirección. La pared abdominal simulada 14 está curvada en dos direcciones, como se muestra en la FIG. 6.

En vista de lo anterior, un objeto consiste en eliminar la necesidad de estructuras de soporte internas mientras se crea una forma que tenga un aspecto visual y una sensación táctil que imiten más estrechamente la pared abdominal real.

Pasando ahora a la FIG. 7, en ella se muestra una vista en despiece ordenado de un molde de vacío de cavidad negativa, que consiste en una base 123, una salida 124 de aire, un marco 125 y un cuerpo principal 126. La FIG. 8 muestra una vista en sección en despiece ordenado del mismo molde de vacío. En esta vista se observa que orificios 127 de aire perforan la cavidad 128. La FIG. 9 muestra una vista en sección del molde de vacío montado, que muestra la cámara 129 creada entre la base 123 y el cuerpo principal 126, el sello 130 de marco entre la base 123 y el cuerpo principal 126, así como el sello 131 de cámara entre el cuerpo principal 126 y el marco 125.

Observando ahora la FIG. 10, en ella se muestra el molde de vacío con una lámina 132 de espuma lista para ser colocada sobre el cuerpo principal 126, y mantenida en su lugar con el marco 125. La FIG. 11A muestra la lámina 132 de espuma plana antes de la conformación situada dentro del cuerpo principal y cubierta por el marco 125. La FIG. 11B muestra la lámina 133 de espuma formada después de la aplicación de vacío a través de la cámara. Durante el proceso de formación, el aire se evacúa a través de la salida 124, lo que crea presión negativa en la cámara 129. Esta presión negativa actúa a través de los orificios 127 de aire y aspira la lámina 132 de espuma plana hacia la superficie interior de la cavidad 128. Mientras se está evacuando aire a través de la salida 24, se aplica calor a la parte superior de la espuma, lo que permite que la espuma se estire y haga contacto completo con la superficie de la cavidad.

La FIG. 12 muestra una vista en sección en despiece ordenado de una capa 132 de espuma que se añade a la pieza de trabajo. Antes de la conformación en el molde de vacío, se debe pinchar una multitud de orificios 142 a través de la capa 133 de espuma formada para permitir que la aspiración actúe a través de su espesor, tirando así de la lámina 132 de espuma plana hacia la cavidad. También antes de la colocación en el molde de vacío, se debe aplicar adhesivo al lado superior de la capa 133 de espuma formada, así como al lado inferior de la lámina 132 de espuma plana. Las FIGS. 13A-13B muestran la lámina 132 de espuma plana que se forma y lamina simultáneamente en la lámina 133 de espuma formada, y por tanto comenzando a formar las capas 134 de espuma prefabricadas. De nuevo se pueden usar diferentes tipos y colores de espuma para simular los colores y texturas presentes en una pared abdominal real.

Una vista en despiece ordenado de este proceso se muestra después de varias repeticiones en la FIG. 14, donde una lámina 132 de espuma plana se presionará contra una pluralidad de capas 134 de espuma prefabricadas usando el marco 125. La FIG. 15A muestra una vista hundida de la configuración anteriormente mencionada antes y, en la FIG. 15B, después de la conformación al vacío. De nuevo, entre la adición de capas es esencial pinchar una pluralidad de pequeños orificios 142 a través de las capas 134 de espuma prefabricadas, así como aplicar adhesivo a la parte superior de las capas 134 de espuma prefabricadas y a la parte inferior de la siguiente capa 132 de espuma plana.

Pasando ahora a la FIG. 16, en ella se observa una vista en despiece ordenado de la capa de piel, que muestra la capa 137 de espuma de piel y una capa de silicona 138 sin curar. La FIG. 17A muestra la capa 137 de espuma de piel en su lugar sobre la capa 138 de silicona no curada. Cuando la silicona se cura sobre la espuma, crea una unión mecánica con el material de espuma ligeramente poroso. Una vez que la silicona está completamente curada, el exceso se recorta, dando como resultado la capa 139 de piel recortada mostrada en la FIG. 17B.

La FIG. 18 muestra una vista en despiece ordenado del cuerpo principal 126 del molde de vacío, la capa 139 de piel recortada con el lado de silicona orientado hacia el cuerpo principal 126, el marco 125, las capas 134 de espuma prefabricadas y un tapón 140 con peso usado para presionar las capas entre sí. La FIG. 19A muestra la capa 139 de piel recortada mantenida en su lugar sobre el cuerpo principal 126 del molde de vacío por el marco 125, antes de la evacuación de aire en el molde. La FIG. 19B muestra la capa 139 de piel recortada atraída al interior de la cavidad del molde de vacío, con las capas 134 de espuma prefabricadas con o sin adhesivo aplicado y listas para ser presionadas hacia abajo al interior de la cavidad por el tapón 140 con peso. La FIG. 19C muestra los insertos 134 de espuma prefabricados colocados en la cavidad en la parte superior de la capa 139 de piel recortada. La FIG. 19D muestra la etapa final del proceso, la colocación del tapón 140 con peso encima del inserto 134 de espuma prefabricado.

Las FIGS. 20A y 20B muestran vistas en sección con el lado derecho arriba y boca abajo de la pared abdominal simulada 141 final en su estado acabado, antes de tener sus bordes unidos por las mitades superior e inferior 143,



144 del marco de pared abdominal simulada. La pared abdominal simulada 141 tiene aproximadamente 12-15 centímetros de ancho por aproximadamente 15-18 centímetros de largo y el área de la pared abdominal simulada abovedada está entre aproximadamente 1612,1-1806,4 centímetros cuadrados (250-280 pulgadas cuadradas). La gran área permite no sólo colocar múltiples puertos de trocar, sino que éstos también pueden colocarse en cualquier lugar de la pared abdominal simulada. La pared abdominal simulada también es intercambiable con otras paredes abdominales simuladas, incluyendo las configuradas para pacientes obesos y pediátricos. Además, la gran pared abdominal simulada no se limita a la práctica de procedimientos laparoscópicos mínimamente invasivos, sino que también permite ventajosamente realizar procedimientos abiertos a través de la pared abdominal simulada.

La FIG. 21 muestra la pared abdominal simulada 141 colocada en el marco 143, 144 de pared abdominal simulada. Esta unidad se fija entonces en un dispositivo de entrenamiento laparoscópico. La FIG. 22 muestra la vista en despiece ordenado de la pared abdominal simulada 141 y el conjunto de marco que incluye un marco superior 143 y un marco inferior 144. El marco superior 143 y el marco inferior 144 pueden ensamblarse juntos mediante tornillos en el caso de un sistema de marco reutilizable, o encajarse juntos mediante ensamblado térmico u otro método de ensamblaje de bajo coste.

Con referencia a la FIG. 23, una de las características clave en el marco 145 de pared abdominal simulada es el canal 146 en ángulo en el que se comprime la pared abdominal simulada 141. El canal 146 en ángulo sigue el contorno de la pared abdominal simulada 141 y aumenta significativamente el soporte y la forma de la pared abdominal simulada 141 convexa. Por el contrario, una pared abdominal simulada 141 que se comprime y retiene entre dos marcos planos es relativamente más débil y más probable que se invierta/colapse durante el uso.

La FIG. 24A muestra los salientes 147 que están separados alrededor del perímetro del marco inferior 144. Estos salientes 147 de retención también pueden estar presentes en el marco superior 143, o en ambas mitades 143, 144 de marco. Estos salientes 147 de retención proporcionan retención adicional de la pared abdominal simulada 141 dentro del marco 145 de pared abdominal simulada presionando o mordiendo en la pared abdominal simulada a medida que se comprime entre la parte superior 143 de marco y la parte inferior 144 de marco. Con referencia a la FIG. 24B, una pared abdominal simulada 141 se comprime entre las dos mitades 143, 144 de marco y es perforada por un saliente 147 de retención.

Debe observarse que, aunque aquí se describe un método para estratificar láminas de espuma prefabricadas con el fin de crear una superficie curvada con integridad estructural, también son posibles otros métodos, incluyendo un molde de fundición que permite al usuario construir secuencialmente una multitud de capas curvadas que se adhieren entre sí en toda su superficie.

Una vez ensamblado el dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico con el instrumento abdominal simulado en su lugar encima del dispositivo de entrenamiento, se usan instrumentos laparoscópicos o endoscópicos para realizar cirugías simuladas usando el dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico. Generalmente, dentro del dispositivo 10 de entrenamiento se disponen estructuras y órganos de tejido artificial dimensionados y configurados para representar características anatómicas reales, modelos específicos de habilidad o una o más estaciones de práctica de habilidad. Los simuladores quirúrgicos, tales como el dispositivo 10 de entrenamiento quirúrgico, son especialmente útiles cuando incluyen retroalimentación para el usuario. En el procedimiento simulado, el rendimiento del usuario se monitoriza, registra e interpreta en forma de retroalimentación del usuario a través de la integración de diversas tecnologías de detección en el entorno simulado. La presente invención proporciona instrumentos sensorizados de bajo coste que son capaces de monitorizar el movimiento y la fuerza aplicados por un usuario al tejido simulado y similares situados dentro de la cavidad del dispositivo de entrenamiento. Los instrumentos sensorizados están conectados a un microprocesador, una memoria y una pantalla de vídeo y configurados para recibir datos de varios sensores incluyendo, pero sin limitarse a, sensores situados en los instrumentos quirúrgicos, analizar los datos y proporcionar retroalimentación apropiada para ayudar a enseñar y entrenar al usuario. La presente invención se puede emplear con múltiples instrumentos y accesorios quirúrgicos, incluyendo, pero sin limitarse a, dispositivos de agarre, instrumentos de disección, tijeras e impulsores de aguja. Los datos recogidos de una cirugía simulada pueden usarse para comparar el rendimiento de un practicante con el de un cirujano experimentado o el de otros practicantes para proporcionar una retroalimentación apropiada. Dicho sistema puede mejorar la tasa de adquisición de habilidad de los practicantes y, como resultado, mejorar los resultados quirúrgicos y las habilidades.

La presente invención utiliza una serie de sistemas de detección que hacen uso de una variedad de principios y tecnologías de detección fundamentales, tales como galgas extensométricas. Por ejemplo, una galga extensométrica consiste comúnmente en un patrón de lámina metálica soportado por un refuerzo flexible. Cuando se aplica adecuadamente a una estructura de interés, las tensiones y deformaciones experimentadas por la estructura se transfieren a la galga extensométrica como tensión, compresión o torsión en el patrón de lámina metálica. Estos estímulos mecánicos alteran la geometría del patrón de lámina y, como resultado, provocan un cambio en la resistencia eléctrica del patrón de lámina, que puede medirse. Un aspecto adicional que es importante para el uso de galgas extensométricas es la configuración en la que se utilizan. Normalmente, las galgas extensométricas están cableadas en un circuito eléctrico, conocido comúnmente como puente de Wheatstone, que consiste en dos divisores de voltaje paralelos. En esta configuración, la diferencia entre los nodos eléctricos en el centro de los divisores de voltaje del circuito se amplifica y se mide. La configuración en la que las galgas extensométricas están cableadas en el circuito y aplicadas a un objeto de interés determina qué cargas mide realmente el sistema sensor. Por ejemplo, para medir la

deformación axial, dos galgas extensométricas se alinean en lados opuestos de un componente y también están cableadas en lados opuestos del circuito puente de manera que no comparten un nodo.

Pasando ahora a la FIG. 25, se han desarrollado simuladores quirúrgicos 10 para procedimientos laparoscópicos que permiten a un practicante practicar maniobras quirúrgicas intrincadas en un entorno que es seguro y barato. Estos simuladores consisten generalmente en una cavidad 12 que comprende un entorno iluminado al que puede accederse a través de dispositivos de acceso quirúrgicos designados comúnmente como trocares 212 y 213. El cerramiento está dimensionado y configurado para replicar un entorno quirúrgico, tal como una cavidad abdominal insuflada que contiene órganos simulados 214 que pueden ser manipulados y "operados" usando instrumentos quirúrgicos reales 216 y 217, tales como, pero no limitados a, dispositivos de agarre, instrumentos de disección, tijeras e incluso dispositivos de fusión y corte basados en energía. Los laparoscopios/endoscopios u otras cámaras 215 se insertan en la cavidad a través de la pared abdominal simulada. Simuladores más avanzados también pueden hacer uso de diversos sensores para registrar el rendimiento del usuario y proporcionar retroalimentación. Estos sistemas avanzados pueden registrar una variedad de parámetros, designados en la presente memoria como métricas, incluyendo, pero sin limitarse a, la longitud del recorrido de movimiento, la suavidad del movimiento, la economía del movimiento, la fuerza, etc.

En vista de lo anterior, la presente invención puede tener como objetivo monitorizar la fuerza aplicada por un practicante, interpretar la información recogida y usarla para mejorar el rendimiento del usuario a través de retroalimentación y enseñanza apropiada. Un segundo aspecto de la presente invención proporciona un método para monitorizar y recoger la fuerza aplicada por el usuario.

Con referencia a las FIGS. 26A, 26B y 26C, en ellas se muestra una variedad de instrumentos laparoscópicos que incluyen un dispositivo 218 de agarre, un instrumento 219 de disección y unas tijeras 220, respectivamente. Estos dispositivos, aunque de diferente función, comparten generalmente ciertas características clave. Cada instrumento incluye un mango 221 que controla el extremo distal operable del instrumento. El accionamiento del mango abre y cierra la punta similar a una mordaza para realizar agarre, disección o corte en función del tipo de instrumento usado. Adicionalmente, el instrumento está configurado para permitir la rotación del vástago 227 por medio de un componente ajustable 222 al alcance de los dedos del usuario. También está previsto un mecanismo 223 de bloqueo en el mango para permitir que el cirujano/practicante mantenga las mordazas del instrumento en una posición dada.

Con referencia adicional a la FIG. 27, un instrumento según la presente invención hace uso de un mango 221 de tipo tijeras que puede reutilizarse después de cada procedimiento quirúrgico. El mango 221 está diseñado de tal manera que una variedad de vástagos 227 desechables, cada uno con un elemento 218-220 de punta diferente, pueden fijarse al mismo mango 221. En el presente sistema, los vástagos 227 desechables tienen un extremo 229 de bola conectado a una varilla 230 que se articula con las puntas 218 de instrumento. Esta pieza encaja en una ranura esférica 231 en el extremo de un brazo 232 de movimiento dentro del mango 221 que se conecta a las empuñaduras 225 y 226. El movimiento del mango 225 de pulgar acciona la varilla 232 que abre o cierra las puntas 218 de instrumento. La capacidad de dicho sistema para cambiar los vástagos 227 permite ventajosamente que un solo mango 221 aloje la electrónica necesaria, al tiempo que es intercambiable con una variedad de diferentes vástagos y puntas de instrumento.

Como se muestra en la FIG. 28, la electrónica tal como la placa de circuito y los sensores para la detección de fuerza están encerrados en un alojamiento 240 y conectados al mango 221 del instrumento. La electrónica está conectada electrónicamente a través de un cable USB 238, 242 a un ordenador externo 239. Las siguientes descripciones hacen referencia a un sistema 221 reutilizable. Anteriormente, los instrumentos con sensores situados en el vástago eran desechables y muy difíciles de esterilizar si fuera necesario. Sin embargo, con los sensores en el mango, el conjunto de vástago puede intercambiarse y desecharse según sea necesario. El mango 221 reutilizable se modifica para incorporar el alojamiento 240 para una placa 241 de circuito personalizada.

La placa 241 de circuito se muestra en la FIG. 29. La placa 241 incluye sensores 244, microprocesador 247 y un puerto 242 de comunicación configurado para la comunicación con un ordenador externo 239. La placa 241 incluye una unidad de medición inercial de 9 grados de libertad (9-DOF IMU) 244 y un convertidor analógico-digital (ADC) 243 de alta resolución. La IMU 244 está compuesta por un acelerómetro de 3 ejes, un giroscopio de 3 ejes y un magnetómetro de 3 ejes. Entre el ADC y tierra están situados diodos de descarga electrostática (ESD) para evitar fallos eléctricos cuando el dispositivo se expone a una descarga eléctrica. Cuando se utiliza junto con cálculos apropiados, se puede determinar la información relativa al movimiento del usuario.

El ADC 243 compara los voltajes del circuito de puente de galga extensométrica visto en la FIG. 30. Como puede verse en la FIG. 30, las galgas extensométricas 313 y 314 están configuradas de tal manera que las cargas aplicadas axialmente tensionan las galgas 313 y 314, dando como resultado un cambio en la resistencia entre las galgas y las resistencias 315 y 316 adjuntas que forman cada nodo 317 y 318. Cada galga extensométrica está conectada a una resistencia 315 y 316 de tal manera que este cambio en la resistencia da como resultado una diferencia medible entre los componentes resistivos que forman cada nodo 317 y 318 y, como resultado, el voltaje 319 medido entre los nodos 317 y 318. El ADC 243 mide esta diferencia y, mediante el uso de cálculos apropiados, se puede determinar la fuerza aplicada en la punta del instrumento. En lo que respecta a la comunicación con un ordenador externo, como se puede

ver en la FIG. 28, la placa 241 situada en el interior del alojamiento 240 está conectada a un ordenador externo 239 y alimentada por medio de un conector 238, 242 micro-USB tipo 2.0.

Pasando ahora a la FIG. 31A, en ella se proporcionan tecnologías de detección de fuerza acopladas al mango 221 que hacen uso de galgas extensométricas 255. Las galgas extensométricas 255 están situadas en el brazo 232 de movimiento dentro del mango 221. Los cables 256 conectados a las galgas extensométricas pasan a través del mango 221 hasta la placa 241 de circuito dentro del alojamiento 240. Cabe destacar que las galgas extensométricas pueden colocarse en el brazo de movimiento en una configuración de medio puente. Con la galga extensométrica en el conjunto de mango, la longevidad del instrumento se incrementa porque, cuando el vástago se intercambia con el mango, no hay tensiones situadas en la galga y los cables de conexión. Durante el intercambio del vástago, los cables permanecen ventajosamente ocultos y protegidos dentro del conjunto de mango y no se exponen o estiran inadvertidamente como sería el caso si los sensores estuvieran situados en el vástago. La colocación de los sensores en el conjunto de mango permite ventajosamente cables más cortos. Sin embargo, las partes móviles dentro del mango pueden frotar y desgastar los cables. Por consiguiente, los cables se revisten con polieterecetona (PEEK) para proteger y evitar el desgaste por la abrasión encontrada dentro del mango. El pequeño calibre de los cables y el revestimiento de PEEK evitan que los cables conductores se desgasten y proporcionan una vida útil más larga y datos más precisos.

Como puede verse en las FIGS. 31B-31C, las galgas extensométricas 255 se aplican en lados opuestos del brazo 232 de movimiento de manera que puede formarse un medio puente conectando las galgas extensométricas 255 de la manera apropiada. De esta forma, la fuerza aplicada se monitoriza como una función de la deformación axial del brazo 232 de movimiento durante el uso. La sensibilidad de esta configuración de detección se puede controlar, en parte, cambiando el material del que está hecho el brazo 232 de movimiento. Haciendo el brazo 232 de movimiento de materiales con bajos módulos elásticos, tales como acero endurecido, se implementa un mayor intervalo de detección. Por otro lado, el uso de materiales con módulos elásticos más altos, tales como aluminio, da como resultado un intervalo de detección global más bajo y una sensibilidad más alta a medida que el brazo 232 de movimiento, y como resultado las galgas extensométricas 255, se deforman más bajo carga axial. El uso de aluminio también aumenta la probabilidad de un fallo del brazo de movimiento en la correa trasera y en la toma cuando se expone a altas fuerzas de agarre. Para mitigar la deformación se aumentó el grosor de las lengüetas traseras y también se aumentó el grosor de la parte delantera de la toma.

Con referencia a las FIGS. 31D-31E, las galgas extensométricas 255 en el brazo 232 de movimiento no sólo son sensibles a las cargas axiales producidas mientras interactúan con un objeto en las puntas, sino que también son sensibles a la tensión 257 de flexión transferida desde la fuerza 258 aplicada al vástago 227 de instrumento al brazo 232 de movimiento. El brazo 232 de movimiento está hecho preferiblemente de aluminio 775. La galga extensométrica está calibrada para emitir fuerza en la punta del instrumento. Esta salida se compara con un valor de fuerza predeterminado para dañar o deteriorar el tejido para un procedimiento particular. Dicha información en cuanto al uso apropiado de la fuerza y el nivel de respeto para el tejido se proporciona al usuario como retroalimentación al final del procedimiento como se discutirá más adelante en la presente memoria.

Además de medir la fuerza aplicada por el usuario, el movimiento de un usuario y la posición del instrumento también pueden monitorizarse en un procedimiento o práctica quirúrgica simulada. Están previstos sistemas y métodos para seguir la posición del instrumento y el movimiento del usuario mientras se entrena con modelos de órganos simulados. La retroalimentación al usuario se proporciona sobre la base de los datos recopilados y analizados para ayudar a enseñar y entrenar al usuario. Con los sistemas descritos en la presente memoria para el seguimiento del movimiento pueden emplearse diversos y múltiples instrumentos y accesorios quirúrgicos, incluyendo, pero sin limitarse a, dispositivos de agarre, instrumentos de disección, tijeras, impulsores de aguja, etc. Los datos recogidos de los instrumentos quirúrgicos sensorizados pueden usarse para comparar el rendimiento de un practicante inexpérimentado con el de un cirujano experimentado y proporcionar una retroalimentación apropiada. Las habilidades obtenidas de esta manera pueden mejorar la tasa de adquisición de habilidad de los practicantes y, como resultado, mejorar los resultados quirúrgicos.

Con referencia a la FIG. 32, en ella se muestra un simulador quirúrgico 10 para procedimientos laparoscópicos que permite a un practicante practicar maniobras quirúrgicas intrincadas en un entorno seguro y barato. El simulador 10 consiste generalmente en una cavidad 12 que comprende un entorno iluminado al que puede accederse a través de dispositivos de acceso quirúrgicos designados comúnmente como trocares 412. El cerramiento está dimensionado y configurado para replicar un entorno quirúrgico. Por ejemplo, el simulador puede parecer ser una cavidad abdominal insuflada y puede contener órganos simulados 413 que pueden ser manipulados y "operados" usando instrumentos quirúrgicos 414 reales, tales como, pero no limitados a, dispositivos de agarre, instrumentos de disección, tijeras e incluso dispositivos de fusión y corte basados en energía. Adicionalmente, el cerramiento a menudo hace uso de una cámara interna 415 y un monitor de vídeo externo.

Simuladores más avanzados también pueden hacer uso de diversos sensores para registrar el rendimiento del usuario y proporcionar retroalimentación. Estos sistemas avanzados pueden registrar una variedad de parámetros, designados en la presente memoria como métricas, incluyendo, pero sin limitarse a, la longitud del recorrido de movimiento, la suavidad de movimiento, la economía de movimiento, la fuerza, etc. El método de la presente invención está configurado para seguir los movimientos del usuario y la posición de los instrumentos utilizados, interpretar la

información recogida y usarla para mejorar el rendimiento del usuario a través de retroalimentación e instrucciones de enseñanza apropiadas. A continuación se describirán diferentes métodos para monitorizar y recopilar datos de movimiento y posición.

5 Con referencia a la FIG. 33, en ella se muestra un dispositivo 416 de agarre laparoscópico que incluye una unidad de movimiento inercial (IMU) 417 que consiste en un magnetómetro, un giroscopio y un acelerómetro. Los datos recogidos de la IMU 417, tales como aceleración, ángulo, etc., se utilizan para determinar métricas tales como, pero sin limitarse a, suavidad de movimiento, economía de movimiento y longitud de recorrido. Esta información se obtiene recogiendo los datos de IMU brutos (tales como aceleración, velocidad angular y acimut) en tiempo real y analizándolos en un ordenador conectado.

10 Después de recopilar varios datos de los uno o más sensores arriba descritos, los datos se procesan para extraer métricas de evaluación de habilidades laparoscópicas quirúrgicas significativas para proporcionar retroalimentación constructiva al usuario. La retroalimentación del usuario puede adaptarse para identificar puntos fuertes y débiles sin depender de la asistencia subjetiva de una tercera parte. Los usuarios pueden ver su retroalimentación después de completar un módulo, tarea o procedimiento en el sistema de entrenamiento. Algunos ejemplos de métricas que se calculan para la retroalimentación del rendimiento incluyen, pero no se limitan a, (i) el tiempo total que tarda el procedimiento en completarse, (ii) la suavidad media del movimiento de las puntas de herramienta, (iii) la economía media del movimiento (es decir, eficiencia), (iv) la velocidad media del movimiento en las puntas de herramienta, (v) el trabajo medio realizado y (vi) la eficiencia energética media en las puntas de herramienta.

20 Se usa una unidad de medición inercial (IMU) de nueve grados de libertad (DOF) como medio para el seguimiento del movimiento. La IMU consiste en una combinación de sensores que incluyen un acelerómetro, un magnetómetro y un giroscopio. La medición de voltaje analógica bruta se convierte en valores digitales brutos en unidades pertinentes a su sensor específico. El acelerómetro mide la aceleración del dispositivo en los ejes x, y y z (tanto en direcciones positiva como negativa) en referencia a la fuerza gravitacional convertida en unidades de aceleración ( $m/s^2$ ). El magnetómetro mide el campo magnético terrestre en unidades de gauss. El giroscopio mide la velocidad angular del dispositivo alrededor de los tres ejes en radianes por segundo ( $rad/s$ ). Se recoge un total de nueve valores de la IMU por muestra. Para la medición de la fuerza se unen 2 galgas extensométricas a un puntal metálico situado dentro del dispositivo de agarre, que se usa principalmente para trasladar el accionamiento del dispositivo de agarre a las puntas del dispositivo de agarre. Cada tipo de sensor se calibra antes de recopilar los datos. Las muestras se reciben aproximadamente cada 20 milisegundos, se guardan en una base de datos aguas arriba y se pasan a la utilidad de análisis de datos. La utilidad de análisis de datos incluye preprocesamiento de datos, análisis de orientación y análisis de métricas.

Una vez que se han recogido y calibrado datos brutos, los datos se procesan previamente, y se realiza algo de análisis preliminar antes de calcular las métricas. Las tres métricas fiables y bien probadas para medir el rendimiento de un usuario en simuladores son (1) el tiempo necesario para completar la tarea, (2) la suavidad de movimiento y (3) la economía de movimiento. Los algoritmos de análisis de datos tienen como objetivo cuantificar estas métricas como se detallará más abajo. Otras métricas, tales como la velocidad media de las puntas de herramienta y la eficiencia energética, también se agregarán al análisis. Una vez completo el cálculo de métricas, los resultados se transmiten gráficamente al usuario para la retroalimentación del rendimiento. Esta visión general del procesamiento y análisis de datos se ilustra en la FIG. 34.

40 Antes de que se realice cualquier tipo de análisis con los datos, los datos se procesan previamente para garantizar que los propios datos se reflejen lo más cerca posible del valor verdadero. No hay dos sensores completamente idénticos, y sus respuestas de señal siempre presentarán un ligero margen de error debido a la variabilidad inherente del *hardware*. Calibrando los sensores, la diferencia entre la salida de señal de sensor bruta y el valor verdadero se caracteriza como una constante o una función dependiendo de si la relación es lineal o no lineal. Cada sensor tendrá una constante de calibración o conjunto de coeficientes único que se usan para compensar errores en todas las señales generadas desde cada sensor específico. Para esta realización hay un total de cuatro tipos de sensores (acelerómetro, magnetómetro, giroscopio, galga extensométrica) que han de ser calibrados, requiriendo cada uno un método de calibración diferente.

50 Pasando ahora a la FIG. 35, el acelerómetro 501 se calibra usando la gravedad como referencia. El dispositivo IMU está orientado con uno de sus 3 ejes perpendicular al suelo y se mantiene en esa orientación antes de que la señal se registre y promedie durante un intervalo de unos segundos. Lo mismo se hace en la orientación opuesta (mismo eje). Esto se repite para los tres ejes. Se miden en total 6 valores de aceleración de la gravedad, 2 para cada eje x, y y z. El promedio 518 de los dos valores será el desplazamiento para cada eje.

$$AC_{calibrada-x} = AC_{bruta-x} - (AC_{x\_positiva} + AC_{x\_negativa}) * 0,5$$

$$55 \quad AC_{calibrada-y} = AC_{bruta-y} - (AC_{y\_positiva} + AC_{y\_negativa}) * 0,5$$

$$AC_{calibrada-z} = AC_{bruta-z} - (AC_{z\_positiva} + AC_{z\_negativa}) * 0,5$$

El magnetómetro se calibra utilizando el campo magnético terrestre como referencia. Las mediciones magnéticas estarán sometidas a distorsiones. Estas distorsiones caen en una de dos categorías: hierro duro o blando. Las

distorsiones de hierro duro son desplazamientos del campo magnético creados por objetos que están en el mismo marco de referencia que el objeto de interés. Si una pieza de material ferroso o metálico está físicamente unida al mismo marco de referencia que el sensor, este tipo de distorsión de hierro duro provocará una polarización permanente en la salida del sensor. Esta polarización también es causada por los componentes eléctricos, la placa PCB y el mango de agarre sobre el que está montada la placa de circuito. Las distorsiones de hierro blando se consideran desviaciones o alteraciones en el campo magnético existente. Estas distorsiones estirarán o distorsionarán el campo magnético dependiendo de en qué dirección actúe el campo en relación con el sensor.

Con referencia ahora a la FIG. 36, para calibrar la IMU, la IMU está orientada en tantos ángulos y direcciones como sea posible para lograr una cantidad uniforme de puntos de datos para modelar una representación esférica del campo magnético terrestre. Una vez que se han registrado los datos 502 de magnetómetro brutos, se ajustan en un elipsoide usando un algoritmo de ajuste. Se calculan el centro elipsoidal y los coeficientes. Los valores centrales reflejan la polarización de hierro duro del dispositivo, mientras que los coeficientes caracterizan la distorsión de hierro blando (es decir, la forma del campo magnético distorsionado que rodea el dispositivo). Suponiendo que el campo magnético terrestre está en el origen, y es perfectamente esférico, el desplazamiento central y la matriz de transformación se pueden calcular de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} \text{Mag}_{\text{centro}} &= [m_{\text{centro-x}}, m_{\text{centro-y}}, m_{\text{centro-z}}] \\ \text{Mag}_{\text{transformación}} &= \begin{bmatrix} m_{xx} & m_{xy} & m_{xz} \\ m_{yx} & m_{yy} & m_{yz} \\ m_{zx} & m_{zy} & m_{zz} \end{bmatrix} \\ \text{Mag}_{\text{calibrado}} &= (\text{Mag}_{\text{bruto}} - \text{Mag}_{\text{centro}}) \times \text{Mag}_{\text{transformación}} \end{aligned}$$

El giroscopio mide la aceleración angular, lo que significa que cuando el dispositivo está perfectamente quieto, una salida de señal del giroscopio perfecta será de 0 rad/s. Para calibrar el giroscopio, el dispositivo se deja completamente quieto mientras se registran las señales brutas del giroscopio. Se miden en total 3 valores y se usan para compensar el error y el ruido.

$$\text{Giro}_{\text{calibrado}} = \text{Giro}_{\text{bruto}} - \text{Giro}_{\text{en reposo}}$$

Las galgas extensométricas se calibran usando una célula de carga como referencia. Cada mango de agarre tiene dos galgas extensométricas situadas en lados opuestos del puntal metálico, como se muestra en la FIG. 31B. El puntal se carga axialmente, y cada una de las galgas extensométricas se interconecta a un puente de Wheatstone, que mide el cambio de resistencia de las galgas extensométricas debido a la compresión o alargamiento de la barra metálica. Tradicionalmente se puede usar una célula de carga para caracterizar directamente la señal de la galga extensométrica en respuesta a la carga. La manera en que la barra se monta en el mango es importante, ya que puede introducir complicaciones que evitan mediciones de fuerza precisas usando la célula de carga. Un extremo de la barra metálica está conectado al accionador donde se sujeta el dispositivo de agarre, y el otro extremo está conectado a una varilla que a su vez acciona las puntas del dispositivo de agarre. Entre cada extremo de la barra y sus respectivos sitios de accionamiento hay muchas partes de unión que trabajan juntas para transferir fuerza desde el mango a las puntas del dispositivo de agarre. Estas piezas de unión están configuradas con juego para posibilitar un movimiento. Cuando se produce un cambio en la dirección de carga (por ejemplo, cerrando el dispositivo de agarre tan pronto como se ha abierto), las partes separadas tendrán que desplazarse a través de este vacío antes de hacer contacto de nuevo con sus partes adyacentes. Este fenómeno provoca diferentes lecturas de fuerza en la misma carga aplicada en direcciones opuestas (es decir, compresión o tensión), y se conoce como holgura. La calibración se realiza observando la diferencia en respuesta de la galga extensométrica y la célula de carga cuando el dispositivo de agarre está cargado (agarrado), y cuando está siendo liberado. La FIG. 37 muestra que la respuesta de la galga extensométrica seguirá una línea de tendencia diferente cuando se esté cargando fuerza y cuando se esté liberando debido a la holgura. Se escribe un algoritmo para estimar automáticamente los ajustes polinómicos más cercanos a las líneas de tendencia tanto superior 503 como inferior 504, dando como resultado dos conjuntos de coeficientes polinómicos. Separa las dos líneas ajustando primero todos los puntos de datos para crear una única línea de tendencia que pasa entre las líneas de tendencia superior e inferior de interés, que actúa como una línea umbral para separar los puntos de datos que pertenecen a la línea superior de los que pertenecen a la línea inferior. A continuación, barre los datos a lo largo del tiempo y estima si el dispositivo de agarre está siendo cargado en una dirección u otra. El algoritmo aplica entonces los coeficientes polinómicos correspondientes para resolver la fuerza real que se está aplicando en las puntas de los dispositivos de agarre.

Para asegurar que el análisis es tan relevante para la cirugía real como sea posible, se siguen simultáneamente tanto los movimientos de la mano dominante como los de la mano no dominante del usuario. Una vez que cada uno de los sensores está calibrado correctamente, y antes de realizar cualquier análisis, el tiempo es una métrica que puede obtenerse. Desafortunadamente, debido a la naturaleza de ciertos procedimientos de simulación quirúrgica, ocasionalmente se requiere que el usuario deje la sesión media del dispositivo. Puesto que el período de tiempo en el

que el dispositivo permanece inactivo de esta forma no se refleja directamente en la habilidad del usuario, este factor de inactividad se elimina del análisis en una variación. En la FIG. 38 se muestra un algoritmo para recortar estas partes 505 de inactividad. Lo hace barriendo a través de cada uno de los ejes de los datos del acelerómetro y calculando la derivada a lo largo del tiempo. Cuando la derivada es cero o cercana a cero, se supone que no hay movimiento a lo largo de ese eje. Si la derivada permanece igual a cero o próxima a cero durante más de 6 segundos, se considera que se aparta. Se añade un búfer 506 de aproximadamente 3 segundos a cada uno de los extremos de los tiempos 505 de inicio y fin de inactividad para tener en cuenta los movimientos relacionados con la recogida o la colocación del dispositivo. El tiempo de inactividad final de inicio y fin se usa como referencia para el procesamiento aguas abajo con el fin de identificar las ubicaciones en las que se han de segmentar los datos. Los datos útiles separados por regiones inactivas intermedias se segmentan y almacenan en una lista de matrices separadas por el orden 507 (es decir, un conjunto de datos con 3 períodos inactivos tendrá 4 segmentos de datos). Los segmentos que pertenecen a un único conjunto de datos se analizarán individualmente de forma sucesiva 507 y se añadirán para encontrar el tiempo activo total para completar la tarea. El tiempo activo total para completar la tarea es cuando al menos una de las herramientas no está inactiva, y entonces se considera que el usuario está realizando activamente la tarea. Una vez que los datos se han segmentado y se ha aplicado calibración a los datos brutos, esta información puede usarse para calcular la orientación del dispositivo a lo largo del tiempo. Un algoritmo de fusión de sensores que se ha desarrollado para combinar datos de acelerómetro, magnetómetro y giroscopio para estimar la orientación del dispositivo a lo largo del tiempo es el filtro Magnético, de Velocidad Angular y de Gravedad (MARG) desarrollado por Sebastian Madgwick ilustrado en la FIG. 39.

Para comprender cómo se implementa el algoritmo, primero se debe entender cómo ha contribuido cada componente en la IMU a la estimación general de la orientación del dispositivo. Dado que el giroscopio mide la velocidad angular en los tres ejes, teóricamente estos valores pueden integrarse para obtener el desplazamiento angular. Desafortunadamente, como en el caso de la mayoría de los sensores y señales digitales discretas, el error de integración y cuantificación casi siempre es inevitable. El resultado es que estos pequeños errores en el desplazamiento estimado se acumularán rápidamente con el tiempo hasta que la orientación estimada "se desvíe" significativamente y ya no estime la orientación correctamente. Por lo tanto, el acelerómetro y el magnetómetro están presentes para proporcionar referencia al giroscopio. Dado que el acelerómetro mide la aceleración a lo largo de los tres ejes, también es capaz de detectar que la gravedad en la dirección apunta en relación con su propia orientación. Cuando el dispositivo se inclina ligeramente en un ángulo, la dirección de la gravedad con respecto a la orientación del dispositivo también se inclina ligeramente en un ángulo idéntico, pero opuesto al movimiento de inclinación. Con algo de trigonometría básica se puede estimar el balanceo y cabeceo del dispositivo. El balanceo y cabeceo son los ángulos en los que el dispositivo se hace girar alrededor del eje en un plano paralelo al suelo. Existen varias limitaciones para usar exclusivamente el acelerómetro con el fin de estimar la orientación. En primer lugar, puesto que los acelerómetros son también sensibles a fuerzas de aceleración distintas de la gravedad, los datos son susceptibles de error si hay movimiento lineal del dispositivo. En segundo lugar, la guiñada, que es el ángulo de rotación alrededor del eje perpendicular al suelo, no puede estimarse, ya que la dirección de la gravedad en relación con la orientación del dispositivo no cambiará si el dispositivo está orientado hacia el norte o el este, por ejemplo. La guiñada se estima, en cambio, usando el magnetómetro. El magnetómetro es esencialmente una brújula digital que proporciona información sobre el rumbo magnético del dispositivo, que puede convertirse en ángulos de guiñada. Las estimaciones del acelerómetro y del magnetómetro, cuando se combinan con las estimaciones de orientación del giroscopio mediante un algoritmo, actúan como un filtro que ayuda a amortiguar los efectos de los errores de integración en los giroscopios.

Cuando se manejan orientaciones en algoritmos, algunas representaciones matemáticas comunes incluyen ángulos de Euler y la representación de cuaternión. Con referencia a la FIG. 39, el filtro MARG usa la representación de cuaternión y aplica un gradiente de descentramiento para optimizar los datos del acelerómetro y del magnetómetro a los datos del giroscopio y estimar el error de medición del giroscopio como una derivada del cuaternión. Los resultados del cuaternión se convierten de nuevo en ángulos 509 de Euler para un procesamiento posterior más intuitivo de los datos de orientación.

Haciendo referencia todavía a la FIG. 39, los ángulos de Euler (balanceo 510, cabeceo 511 y guiñada 512) representan el ángulo recorrido en los ejes x, y y z respectivamente desde la orientación original. Cada representación de ángulo de Euler puede convertirse en una notación vectorial unitaria que representa la orientación. Una vez calculado el vector de orientación, el análisis procederá al cálculo de métricas.

El tiempo activo total ya se ha estimado antes del comienzo del análisis de orientación. Otras métricas que han de considerarse incluyen economía de movimiento y suavidad. Con referencia a la FIG. 41, la economía de la métrica de movimiento mide lo bien que el usuario elige el recorrido de la punta de herramienta para completar un procedimiento específico. En teoría, el recorrido más óptimo es el recorrido más corto posible para completar el procedimiento, y la economía de movimiento es la relación del recorrido más corto y más eficiente con respecto a la longitud de recorrido medida del usuario. En realidad, el recorrido óptimo es muy difícil de estimar, ya que depende en gran medida del tipo de procedimiento y de los enfoques variables que pueden existir incluso entre los mejores cirujanos. Para resolver este problema, en lugar de estimar y comparar la longitud de recorrido medida con la longitud de recorrido más corta, la longitud 515 de recorrido medida se compara con la longitud de recorrido media de un conjunto de cirujanos expertos 516. La longitud de recorrido se calcula, en primer lugar, tomando el producto de puntos de vectores de orientación adyacentes en la secuencia de datos, lo que da el ángulo de cambio en la orientación. Cada ángulo en la secuencia

de datos multiplicado por la longitud de la herramienta da la longitud de arco que ha recorrido la punta. La longitud total del recorrido es la suma de esta serie de longitudes de arco. La longitud de recorrido calculada usando este método no es la longitud de recorrido absoluta, ya que este método supone que no hay desplazamiento a lo largo del eje de profundidad (es decir, el dispositivo de agarre que se mueve hacia dentro y hacia fuera axialmente a través del trocar). La razón de esta limitación proviene inherentemente de la incapacidad de la IMU para seguir la posición 3D. Las IMU solo son capaces de seguir con precisión la información de orientación. El único medio para estimar la posición 3D es a través de la integración de los datos del acelerómetro dos veces. Aunque este puede ser un enfoque matemáticamente correcto, en realidad los acelerómetros son muy ruidosos. Incluso después del filtrado, el ruido se amplificará cada vez que se integre. La integración de cada punto de datos dos veces secuencialmente a lo largo de la serie de datos permite que el error se acumule exponencialmente. En otras palabras, el seguimiento de la posición tridimensional solo se puede lograr durante varios segundos antes de que la estimación se desvíe lejos de su posición 3D verdadera. No obstante, se supone que la relación de la longitud de recorrido experta con respecto a la longitud 517 de recorrido de usuario, aunque con un error, es proporcional a la relación real usando sus longitudes de recorrido verdaderas, y se usa para medir la economía de movimiento.

Con referencia a la FIG. 40, la suavidad mide la frecuencia y la varianza del movimiento. Se supone que los datos expertos mostrarían típicamente recorridos de movimiento más suaves que los de cirujanos menos experimentados. Los factores que pueden afectar a la suavidad del movimiento incluyen la indecisión, el cálculo incorrecto de la distancia lateral y de profundidad de la punta al objetivo, la colisión de las puntas de herramienta, y la falta de control de la velocidad y/o la fuerza, todos ellos más evidentes en los principiantes. Para comenzar, se estima la posición de la punta de herramienta. Como se ha descrito en la sección anterior, el seguimiento absoluto de la posición 3D no es posible mientras se usa una IMU. En lugar de ello, una posición pseudo-2D se proyecta por el movimiento de barrido lateral de un dispositivo de agarre que pivota en el punto de entrada, y supone que no hay movimiento en profundidad. Esta coordenada de posición 2D representa el recorrido que realiza la punta. La curvatura K del recorrido a lo largo del tiempo se calcula primero a lo largo del tiempo usando la ecuación 513. La curvatura proporciona una medida de la brusquedad del cambio en el recorrido. Cuanto más suave sea el movimiento, menor será el cambio de un valor de curvatura al siguiente. La suavidad puede cuantificarse entonces estadísticamente en relación con la desviación estándar del cambio de curvatura con la media del cambio 514. Cuanto menor sea el valor de suavidad resultante, menor será la variabilidad en el movimiento, más suave será el recorrido de movimiento, más experto será el usuario.

Otros algoritmos de suavidad que han sido probados o considerados incluyen uno que aplicaba la ecuación de suavidad en cada una de las series de datos de acelerómetro por separado y tomaba el promedio de todos los valores de suavidad; uno que aplicaba los valores de suavidad de cada una de las coordenadas de posición y tomaba el promedio de los valores de suavidad resultantes; y uno que realizaba una autocorrelación de curvatura. La autocorrelación es una forma de calcular la similitud de una señal con sí misma en un tiempo de desplazamiento. Esto es útil para encontrar si hay una transición suave desde un punto de muestra hasta el siguiente mediante desplazamiento en sólo un tiempo de segundos o incluso un único punto de datos determinando cuál es la similitud de la señal de desplazamiento con respecto a la señal original.

Otras métricas que se exploran incluyen la velocidad media de las puntas de herramienta y la eficiencia energética. La velocidad media es simplemente la distancia recorrida a lo largo del tiempo. La velocidad media se puede usar en combinación con otras métricas para calibrar la confianza y la familiaridad con el procedimiento. La longitud del recorrido desde una muestra hasta la siguiente ya se ha calculado mientras se determina la longitud total del recorrido que se ha desplazado la punta de la herramienta. El incremento de tiempo entre cada incremento de muestra se registra en los datos brutos y puede calcularse restando la marca de tiempo previa de la marca de tiempo más actual a lo largo del análisis secuencial. Se calcula una velocidad entre cada incremento de muestra y se toma el promedio.

Por último, la eficiencia energética se calcula utilizando los datos de fuerza recopilados de la galga extensométrica. La información de la fuerza es importante para determinar si el usuario está usando fuerzas excesivas para llevar a cabo la tarea y, por lo tanto, provocando daños innecesarios en el tejido. Debido al hecho de que cada conjunto de datos se ha segmentado, cada uno de estos algoritmos se implementa en cada segmento secuencialmente, produciendo el mismo número de métricas que segmentos hay en el conjunto de datos. Estas métricas individuales se promedian para determinar la métrica general para ese conjunto de datos. Cada dispositivo individual implicado en la sesión de simulación habrá calculado métricas asociadas al mismo, y estas métricas se combinarán para el análisis global.

Los datos se recogen y analizan mediante una aplicación interactiva instalada en un ordenador u otro dispositivo de microprocesamiento. La aplicación está presente a través de una interfaz gráfica de usuario que es interactiva ofreciendo varios módulos de aprendizaje tales como en procedimientos laparoscópicos específicos y proporcionando retroalimentación de usuario sobre métricas recopiladas de los instrumentos sensorizados. La aplicación de *software* guía a los usuarios seleccionando un módulo de aprendizaje y proporciona a los usuarios retroalimentación constructiva que ayuda a los usuarios a aumentar las habilidades de manejo de instrumentos quirúrgicos y a desarrollar destreza manual.

El *software* puede emplear una variedad de tecnologías, lenguajes y marcos para crear un sistema de *software* interactivo. En particular, la plataforma de *software* JavaFX®, que tiene soporte de plataforma cruzada, puede usarse para crear la aplicación de escritorio. Las aplicaciones JavaFX® se escriben en Java y pueden usar bibliotecas Java®



API para acceder a capacidades de sistema nativo. JavaFX® también soporta el uso de láminas de estilización en cascada para la estilización de la interfaz de usuario. La biblioteca de *software* SQLite® también puede usarse en la presente invención como un motor de base de datos SQL transaccional autónomo, sin servidor. Este motor de base de datos se usa para crear e insertar datos pertenecientes a cada módulo de aprendizaje en una base de datos, así como datos recopilados del usuario para que sean analizados posteriormente. Cada pantalla de la aplicación está poblada con datos de módulo de aprendizaje almacenados en la base de datos SQL. También se puede emplear el navegador WebKit® integrado en JavaFX®, que es un motor de navegador web de fuente abierta. Este navegador soporta la mayoría de las tecnologías de navegador web, incluyendo HTML5, JavaScript®, Módulo de Objeto de Documento y Hojas de Estilo en Cascada. Cada etapa de un procedimiento laparoscópico se visualiza en un navegador web integrado en la pantalla del módulo de aprendizaje. La biblioteca de Documentos Accionados por Datos (D3) JavaScript® también puede utilizarse para proporcionar visualizaciones interactivas dinámicas de datos. D3 une datos a la tecnología de navegador web, Modelo de Objeto de Documento, al que pueden aplicarse entonces transformaciones D3. Las visualizaciones D3 usando datos analizados recopilados durante el módulo de aprendizaje pueden mostrarse en un navegador integrado en la pantalla de retroalimentación. También puede emplearse Webcam Capture Java® API para capturar imágenes del laparoscopia conectado para mostrarlas al usuario. La alimentación en vivo del laparoscopia se integra en la pantalla del módulo de aprendizaje.

Con referencia ahora a la FIG. 42, la página de pantalla de dispositivos modulares de la interfaz de usuario muestra todos los dispositivos conectados 601. La interfaz gráfica de usuario comprende botones virtuales que muestran si los magnetómetros de cada instrumento han sido calibrados. La selección del botón "calibrar" adyacente a cada instrumento específico llevará al usuario a la página de la pantalla de calibración, donde los datos del magnetómetro de ese instrumento se registrarán activamente y se almacenarán para la calibración.

Pasando a las FIGS. 43A-43D, en ellas se muestra la página de pantalla de calibración de dispositivo. La página de pantalla de calibración muestra las tres etapas 602 del proceso 602 de calibración de magnetómetro. Las etapas 602 incluyen la orientación alrededor de los tres ejes para obtener datos de magnetómetro de gráfico en planos XY, XZ, YZ. La aplicación muestra una animación que guía al usuario a través de las etapas para calibrar adecuadamente el magnetómetro para su sensor específico. En particular, la pantalla de calibración le indica al usuario que gire el instrumento. Una vez que la aplicación ha recogido una cantidad suficiente de datos de magnetómetro basándose en el número de puntos trazados en un plano en un número dado de cuadrantes, los datos de magnetómetro se almacenan en la base 630 de datos, para ser utilizados en los algoritmos analíticos. Los algoritmos analíticos corrigen la polarización del magnetómetro debido a encontrar fuentes de campo magnético usando un algoritmo de ajuste elipsoidal. Los otros sensores también se calibran en la etapa 600 del diagrama de flujo mostrado en la FIG. 49.

Con referencia ahora a las FIGS. 44 y 49, en la siguiente etapa 650 se selecciona el tipo de módulo de entrenamiento en la página de pantalla de selección de módulo usando un botón virtual. Esta pantalla muestra módulos de aprendizaje disponibles para que el usuario los seleccione. En la pantalla 604 de selección de módulo se muestra una lección 603 seleccionable, por ejemplo titulada "Histerectomía Laparoscópica Total" e incluye el título y una breve descripción del módulo de aprendizaje. La pantalla de módulo de lección se rellena consultando la base de datos SQL para títulos y descripciones de módulos de aprendizaje almacenados. Los ejemplos de módulos de entrenamiento incluyen los siguientes procedimientos quirúrgicos: colecistectomía laparoscópica, colectomía laparoscópica derecha e histerectomía laparoscópica total.

Pasando a las FIGS. 45 y 49, en la siguiente etapa 652, después de seleccionar un módulo de aprendizaje en la página 604 de selección de módulo, se visualiza la página 614 de pantalla de vista previa de módulo, que corresponde al módulo de aprendizaje seleccionado. Los objetivos 605 de aprendizaje de módulo y los instrumentos 606 requeridos se incluyen en la pantalla y se muestran al usuario. Un vídeo 607 de vista previa del módulo seleccionado también está integrado en la página de pantalla. La información para cada parte de la pantalla de vista previa de módulo se rellena consultando la base de datos SQL para la descripción, objetivos, dispositivos requeridos y vídeo de vista previa del módulo seleccionado. Por ejemplo, si se selecciona un módulo de colecistectomía laparoscópica, el vídeo 607 en la etapa 652 explicará lo que es una colecistectomía laparoscópica y sus ventajas sobre otros procedimientos no laparoscópicos. El vídeo proporcionará una breve visión general de las principales regiones anatómicas implicadas, y las técnicas y habilidades clave requeridas para completar el procedimiento. Los instrumentos 606 requeridos se muestran, para este ejemplo, como cuatro trocares, un dispositivo de agarre, dos instrumentos de disección, unas tijeras, y pueden incluir además un aplicador de grapas y una bolsa de recuperación opcional. A través del vídeo 607 integrado se proporcionan instrucciones paso a paso. Los ejemplos de otros módulos de aprendizaje incluyen la colectomía laparoscópica derecha y la histerectomía laparoscópica total.

Cada módulo de práctica está configurado para familiarizar al profesional con las etapas del procedimiento y la anatomía relevante. También permite al usuario practicar la técnica quirúrgica y buscar la habilidad para completar el procedimiento de manera segura y eficiente. Para ayudar en el rendimiento del seguimiento, las métricas que miden la eficiencia operativa también se calculan y se muestran al final del procedimiento.

Pasando a las FIGS. 46 y 49, en la siguiente etapa 654 se presenta al usuario un cuestionario demográfico. Cada pregunta con su conjunto correspondiente de respuestas se rellena consultando la base 620 de datos de SQL para las preguntas y respuestas 608 de estudio del módulo seleccionado. La respuesta seleccionada se almacena entonces



en una base 630 de datos SQL. Las preguntas incluyen el título del usuario, el nivel de experiencia, el número de procedimientos realizados, el número de procedimientos asistidos y la mano dominante del usuario.

Con referencia a las FIGS. 47 y 49, en la siguiente etapa 656 se presenta al usuario la pantalla de módulo de aprendizaje para el módulo seleccionado. Con referencia particular a la FIG. 47, el lado izquierdo 609 de la interfaz gráfica de usuario es un vídeo integrado de una alimentación de imágenes de laparoscopia en vivo de la cavidad del dispositivo de entrenamiento mostrado al usuario. En el lado derecho, cada etapa quirúrgica 610 del procedimiento laparoscópico se muestra secuencialmente al usuario acompañada de una breve instrucción de la etapa quirúrgica y un vídeo 611 de instrucciones integrado que muestra un ejemplo de una realización satisfactoria de la etapa. Los instrumentos laparoscópicos que se usan durante el módulo de aprendizaje se muestran en la parte inferior 612 de la alimentación de imágenes de laparoscopia en vivo. Los datos de los instrumentos laparoscópicos se transmiten a través de puertos serie y se almacenan en la base 630 de datos de SQL. Por ejemplo, si se selecciona una colecistectomía laparoscópica como módulo de aprendizaje, las etapas quirúrgicas 610 que se muestran al usuario incluyen: (1) primera entrada: coloque el primer puerto y estudie la cavidad abdominal en cuanto a anomalías y anatomía relevante; (2) coloque puertos auxiliares: bajo visualización directa, coloque los puertos auxiliares; (3) retraiga la vesícula biliar: coloque el paciente con el dispositivo de agarre, agarre la parte inferior de la vesícula biliar y retraiga en dirección cefálica e ipsilateral para mantener expuesta la zona del conducto cístico, la arteria cística y el conducto biliar común; (4) diseccione el Triángulo de Calot: con su dispositivo de agarre, agarre el infundíbulo de la vesícula biliar y retraiga inferior-lateralmente para exponer el Triángulo de Calot y use el instrumento de disección para diseccionar de manera roma el triángulo de Calot hasta que se logre la Vista Crítica de Seguridad y solo dos estructuras sean visibles entrando en la vesícula biliar; (5) ligue y divida el conducto y la arteria císticos: ligue el conducto y la arteria císticos usando el aplicador de grapas para colocar tres grapas en cada estructura, dos proximalmente y una distalmente, y use las tijeras para dividir el conducto cístico y la arteria cística; (6) diseccione la vesícula biliar del lecho hepático: retraiga la vesícula biliar en la dirección superior-lateral usando el dispositivo de agarre que sostiene el infundíbulo y las tijeras con o sin electrocirugía; alternativamente se puede usar un dispositivo de energía dedicado para diseccionar cuidadosamente la vesícula biliar por completo del lecho hepático; (7) extraiga muestras: extraiga la muestra a través de uno de los puertos; y (8) retire puertos: examine la cavidad abdominal una última vez antes de retirar los puertos.

Pasando ahora a las FIGS. 48 y 49, en la siguiente etapa 658 los datos recogidos y almacenados durante el módulo de aprendizaje desde los instrumentos laparoscópicos conectados se consultan desde la base 630 de datos, y se ejecutan a través de algoritmos analíticos para emitir los datos de métricas resultantes. Los datos de métrica resultantes de los análisis se muestran al usuario en la pantalla 613 usando visualizaciones D3 en un navegador web integrado en la pantalla 613 de retroalimentación. Como se muestra en la FIG. 48, el tiempo del usuario se muestra junto con el tiempo medio y el tiempo de un experto para completar el módulo proporcionando análisis de rendimiento comparativo al usuario. La suavidad de movimiento y la economía de movimiento también se muestran y se comparan con los resultados medios y de expertos. Basándose en la información recogida en la inspección en la etapa 654, los resultados de módulo se clasifican en consecuencia como datos de expertos o no expertos. Los resultados se promedian para expertos y no expertos y se presentan como se muestra.

Se entiende que se pueden realizar diversas modificaciones a las realizaciones descritas en la presente memoria sin apartarse del alcance de la invención como se define en las siguientes reivindicaciones.

## REIVINDICACIONES

1. Un instrumento de entrenamiento quirúrgico que comprende:

un conjunto de vástago conectado de forma desmontable a un conjunto de mango; incluyendo el conjunto de mango un brazo (232) de movimiento que tiene un extremo distal y un extremo proximal conectado de manera operativa a un mango (221); incluyendo el conjunto de vástago un elemento de herramienta en un extremo distal del conjunto de vástago, un vástago (227) y una varilla (230) que tiene un extremo proximal y un extremo distal conectado al elemento de herramienta; estando dispuesta la varilla dentro del vástago (227); estando el extremo proximal del conjunto de vástago conectado de forma desmontable al conjunto (221) de mango de manera que el extremo proximal de la varilla (230) está conectado al extremo distal del brazo (232) de movimiento; en donde el accionamiento en el mango (221) mueve el brazo (232) de movimiento y la varilla (230) para operar el elemento de herramienta;

al menos un sensor (28) fijado directamente al conjunto de mango y configurado para adquirir y transmitir al menos un dato relacional del instrumento con respecto a un entorno de entrenamiento durante un procedimiento de entrenamiento; y

un sistema informático (239) conectado al, al menos un, sensor (28) configurado para recibir, almacenar y procesar los datos y para emitir al menos una retroalimentación a un usuario después del procedimiento de entrenamiento;

caracterizado por que la al menos una retroalimentación se selecciona entre el grupo que comprende una economía de movimiento, una longitud de recorrido de la punta de instrumento o una suavidad de movimiento.

2. El instrumento de la reivindicación 1, en donde el al menos un sensor (28) incluye una galga extensométrica situada en el brazo (232) de movimiento, en donde la galga extensométrica está configurada para medir la fuerza aplicada por el usuario en el elemento de herramienta en relación con el entorno de entrenamiento.

3. El instrumento de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde el al menos un sensor (28) incluye un acelerómetro, giroscopio o magnetómetro.

4. El instrumento de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde el extremo proximal de la varilla (230) incluye un extremo esférico configurado para conectarse con una ranura esférica (231) situada en el extremo distal del brazo (232) de movimiento.

5. El instrumento de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde el elemento de herramienta está configurado como unas tijeras, dispositivo de agarre o instrumento de disección.

6. El instrumento de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde el entorno de entrenamiento incluye un dispositivo (10) de entrenamiento laparoscópico que define una cavidad interior (12) y al menos un tejido simulado dispuesto en la cavidad interior (12) del dispositivo (10) de entrenamiento laparoscópico.

7. El instrumento de una cualquiera de las reivindicaciones precedentes, en donde la al menos una retroalimentación se selecciona entre el grupo que comprende además un tiempo para completar el procedimiento de entrenamiento por el usuario; el tiempo para completar excluyendo el tiempo de inactividad del instrumento, en donde la economía de movimiento incluye una economía de movimiento del usuario para el procedimiento de entrenamiento, una economía de movimiento de un experto para el procedimiento de entrenamiento, o una economía de movimiento media de todos los usuarios para el procedimiento de entrenamiento, en donde la longitud de recorrido de la punta de instrumento incluye una longitud de recorrido de la punta de instrumento de un experto dividida por una longitud de recorrido del usuario para el procedimiento de entrenamiento o una longitud de recorrido de la punta de instrumento de uno o más usuarios expertos dividida por una longitud de recorrido media de todos los usuarios para el procedimiento de entrenamiento, en donde la suavidad de movimiento incluye una suavidad de movimiento del usuario para el procedimiento de entrenamiento, una suavidad de movimiento de un experto para el procedimiento de entrenamiento, o una suavidad de movimiento media de todos los usuarios para el procedimiento de entrenamiento, y en donde el procedimiento de entrenamiento puede seleccionarse entre una pluralidad de procedimientos de entrenamiento predefinidos mostrados a través del sistema informático (23).

8. El instrumento de entrenamiento quirúrgico de la reivindicación 6 o 7, en donde el dispositivo de entrenamiento laparoscópico comprende:

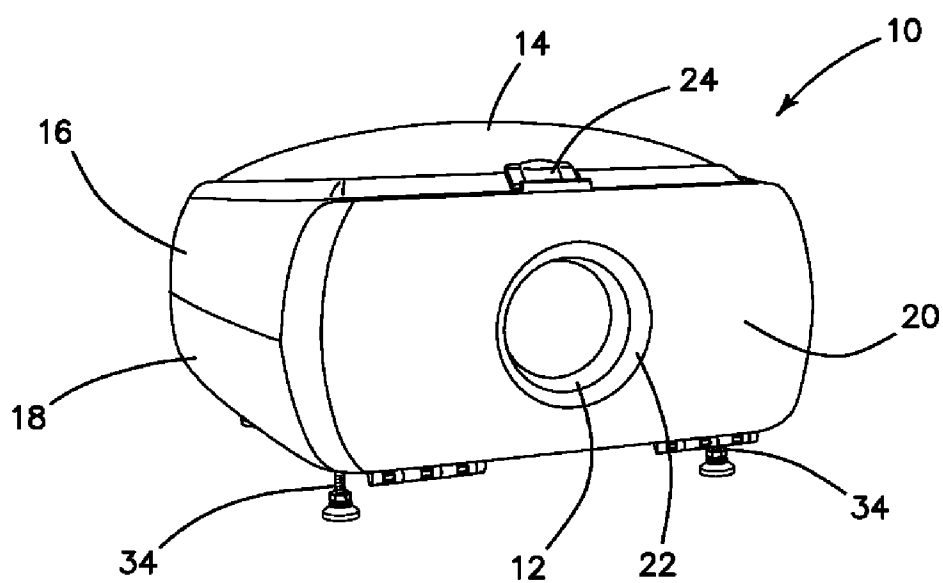
una parte inferior (18);

al menos una pared lateral que abarca la parte inferior (18); y

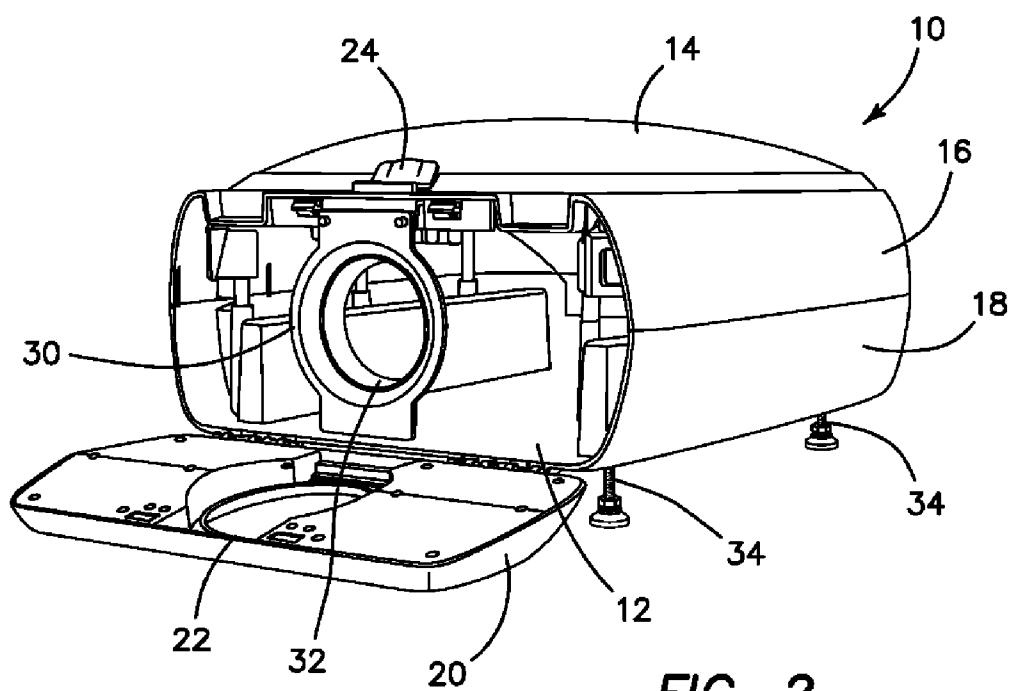
una pared abdominal simulada penetrable que define al menos una parte de una parte superior (16); estando la parte superior (16) separada de la parte inferior (18) para definir una cavidad interior (12) delimitada por la al menos una pared lateral;

- 5 en donde la al menos una pared lateral incluye una puerta (20) configurada para abrirse y cerrarse con el fin de proporcionar acceso a la cavidad interior (12); teniendo la puerta (20) una abertura (22) que se extiende desde el exterior del dispositivo de entrenamiento al interior para proporcionar acceso a la cavidad interior (12) a través de la abertura (22); y un adaptador intercambiable (30) que se extiende entre las partes superior e inferior y está conectado de manera fija pero desmontable al dispositivo (10) de entrenamiento en la ubicación de la abertura (22).
- 10 9. El instrumento de entrenamiento quirúrgico de la reivindicación 8, en donde el adaptador (30) incluye una abertura coincidente con la abertura (22) en la puerta (20) cuando la puerta (20) está en una posición cerrada; estando configurado el adaptador (30) para montar una estructura de tejido simulado tubular que tiene un lumen para proporcionar acceso a un interior del lumen de la estructura de tejido simulado a través de la abertura (22) en la puerta (20).
- 10 10. El instrumento de entrenamiento quirúrgico de las reivindicaciones 8 o 9, en donde el adaptador (30) está dimensionado y configurado para bloquear la abertura (22) de la puerta (20) e impedir que entre luz en la cavidad interior (12).
- 15 11. El instrumento de entrenamiento quirúrgico de una cualquiera de las reivindicaciones 8 a 10, que incluye además un par de carriles (26) para recibir de manera deslizable y soportar una bandeja intercambiable que tiene una base de manera que la base está separada de la parte inferior del dispositivo (18) de entrenamiento.
- 20 12. El instrumento de entrenamiento quirúrgico de una cualquiera de las reivindicaciones 8 a 11, que incluye además pies conectados a la parte inferior del dispositivo de entrenamiento y que se extienden hacia abajo desde la misma; teniendo los pies una composición de silicona blanda para amortiguar las vibraciones de y/o autonivelar el dispositivo de entrenamiento.
- 25 13. Un método de entrenamiento quirúrgico, que comprende las etapas consistentes en:
- proporcionar al menos un instrumento quirúrgico que tiene un conjunto de mango conectado a un conjunto de vástago intercambiable; incluyendo el instrumento quirúrgico una galga extensométrica, un acelerómetro, un giroscopio y un magnetómetro, todos unidos directamente al conjunto de mango, conectados operativamente a un ordenador (239), y configurados para adquirir al menos un dato;
- 30 proporcionar un dispositivo (10) de entrenamiento laparoscópico y al menos un tejido simulado situado dentro del dispositivo (10) de entrenamiento laparoscópico, estando caracterizado el método por que comprende además las etapas consistentes en:
- realizar un procedimiento quirúrgico predefinido por al menos un usuario usando el al menos un instrumento quirúrgico sobre el al menos un tejido simulado situado dentro del dispositivo (10) de entrenamiento laparoscópico;
- 35 recopilar datos de uno o más de la galga extensométrica, el acelerómetro, el giroscopio y el magnetómetro; estando los datos relacionados con el procedimiento quirúrgico predefinido;
- calcular al menos una información a partir de los datos, en donde la al menos una información a partir de los datos comprende al menos una retroalimentación seleccionada entre el grupo que comprende una economía de movimiento, una longitud de recorrido de una punta de instrumento o una suavidad de movimiento;
- 40 proporcionar en el ordenador (23) la al menos una información y/o datos al usuario tras la finalización del procedimiento quirúrgico predefinido; basándose la al menos una información y/o datos en datos recopilados para el al menos un usuario.
- 40 14. El método de entrenamiento quirúrgico de la reivindicación 13, que incluye además la etapa consistente en proporcionar al usuario en el ordenador (239) una vista previa del procedimiento quirúrgico predefinido; incluyendo la vista previa uno o más de un vídeo de introducción, un vídeo ejemplar, una lista de instrumentos quirúrgicos y una lista de objetivos de aprendizaje.
- 45 15. El método de entrenamiento quirúrgico de las reivindicaciones 13 o 14, que incluye además la etapa consistente en proporcionar en el ordenador (239) una imagen de vídeo en directo del procedimiento quirúrgico predefinido mientras es realizado por el usuario.
16. El método de entrenamiento quirúrgico de la reivindicación 15, en donde la etapa consistente en proporcionar una imagen de vídeo en directo incluye proporcionar secuencialmente cada etapa quirúrgica para realizar el procedimiento quirúrgico predefinido en la misma pantalla que la imagen de vídeo en directo.
- 50 17. El método de entrenamiento quirúrgico de una cualquiera de las reivindicaciones 13 a 16, en donde la etapa consistente en proporcionar al menos una información y/o datos incluye proporcionar una comparación de la al menos una información y/o datos para el usuario tras la finalización del procedimiento quirúrgico predefinido y relacionados con el mismo, y al menos otro usuario.

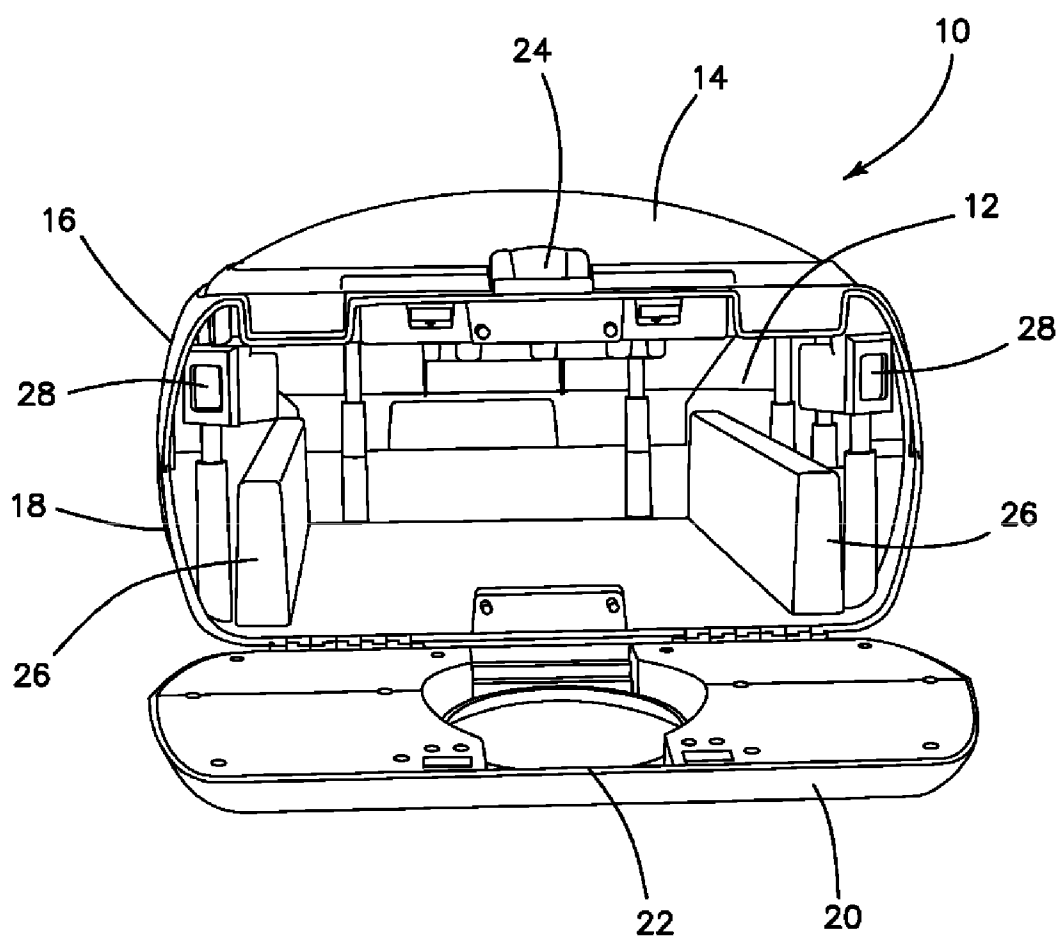
18. El método de entrenamiento quirúrgico de una cualquiera de las reivindicaciones 13 a 17, en donde la al menos una información y/o datos que comprenden retroalimentación se seleccionan además entre el grupo que consiste en un tiempo para completar el procedimiento de entrenamiento por el usuario, un tiempo para completar el procedimiento de entrenamiento por un experto, un tiempo medio para completar el entrenamiento, una economía de movimiento del usuario para el procedimiento de entrenamiento, una economía de movimiento de un experto para el procedimiento de entrenamiento, una economía de movimiento media de todos los usuarios para el procedimiento de entrenamiento; una longitud de recorrido de la punta de instrumento de un experto dividida por una longitud de recorrido del usuario para el procedimiento de entrenamiento; una longitud de recorrido de la punta de instrumento de uno o más usuarios expertos dividida por una longitud de recorrido media de todos los usuarios para el procedimiento de entrenamiento; una suavidad de movimiento del usuario para el procedimiento de entrenamiento, una suavidad de movimiento de un experto para el procedimiento de entrenamiento, una suavidad de movimiento media de todos los usuarios para el procedimiento de entrenamiento.
19. El método de entrenamiento quirúrgico de una cualquiera de las reivindicaciones 13-18, que comprende además:
- proporcionar un grupo de procedimientos quirúrgicos predefinidos en el ordenador (23); y
- seleccionar un procedimiento quirúrgico predefinido entre el grupo de procedimientos quirúrgicos predefinidos.



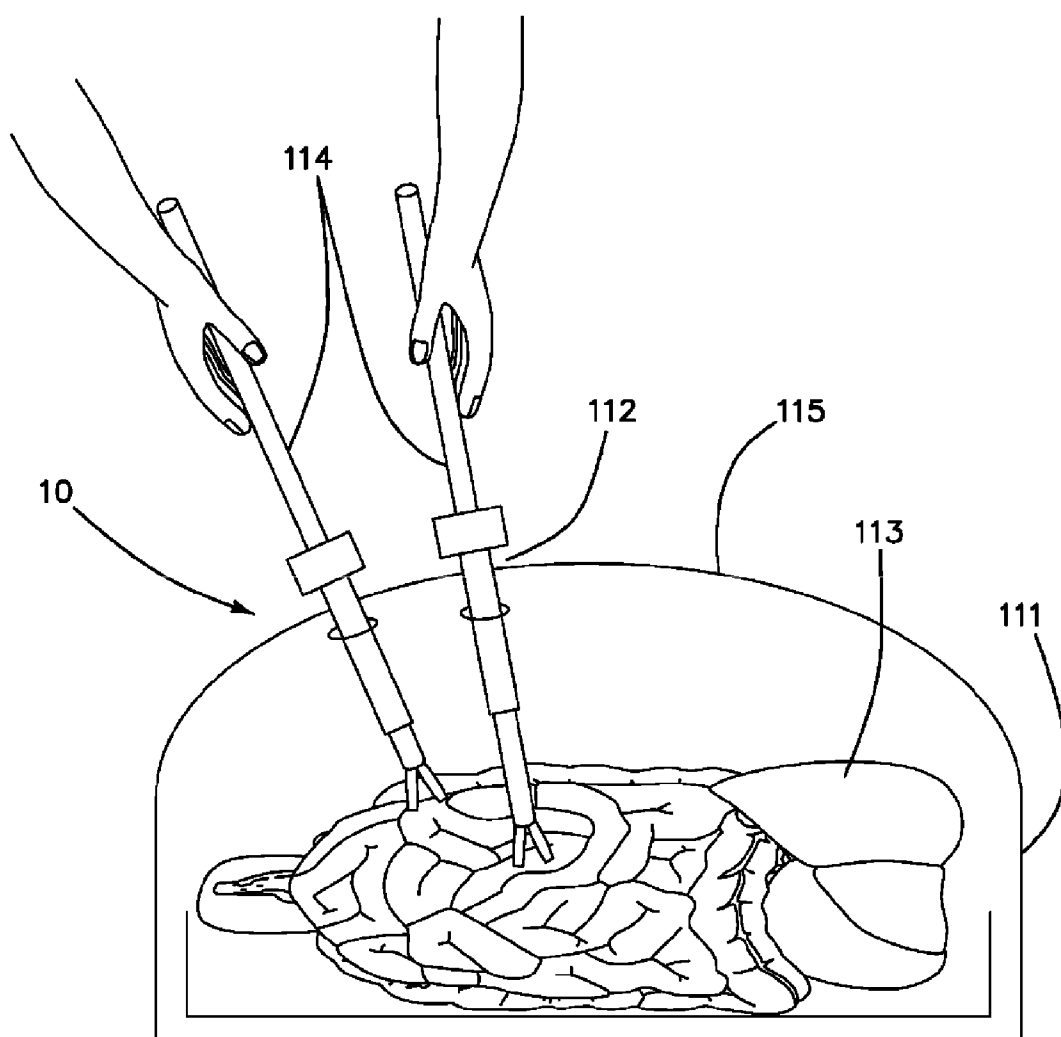
**FIG. 1**



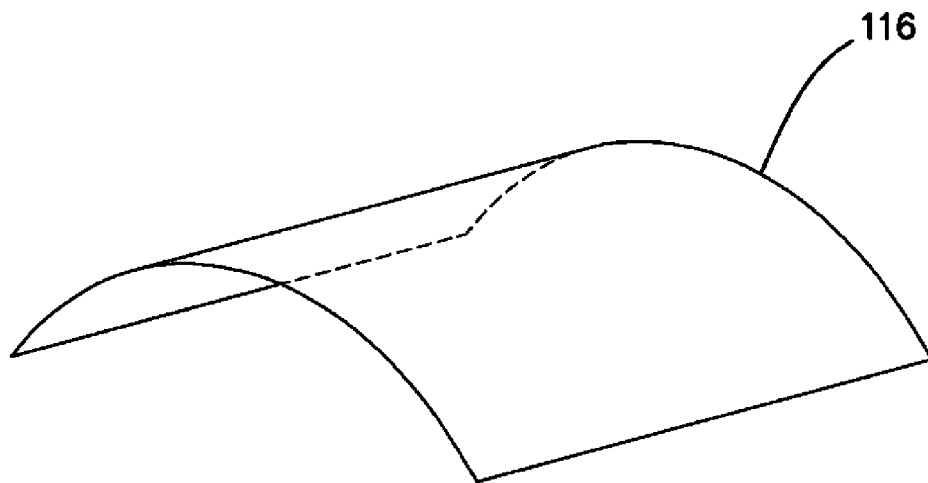
**FIG. 2**



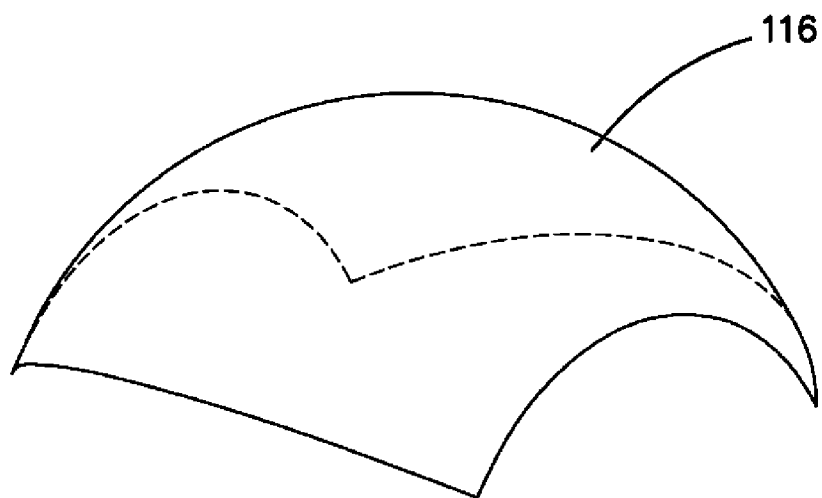
**FIG. 3**



**FIG. 4**

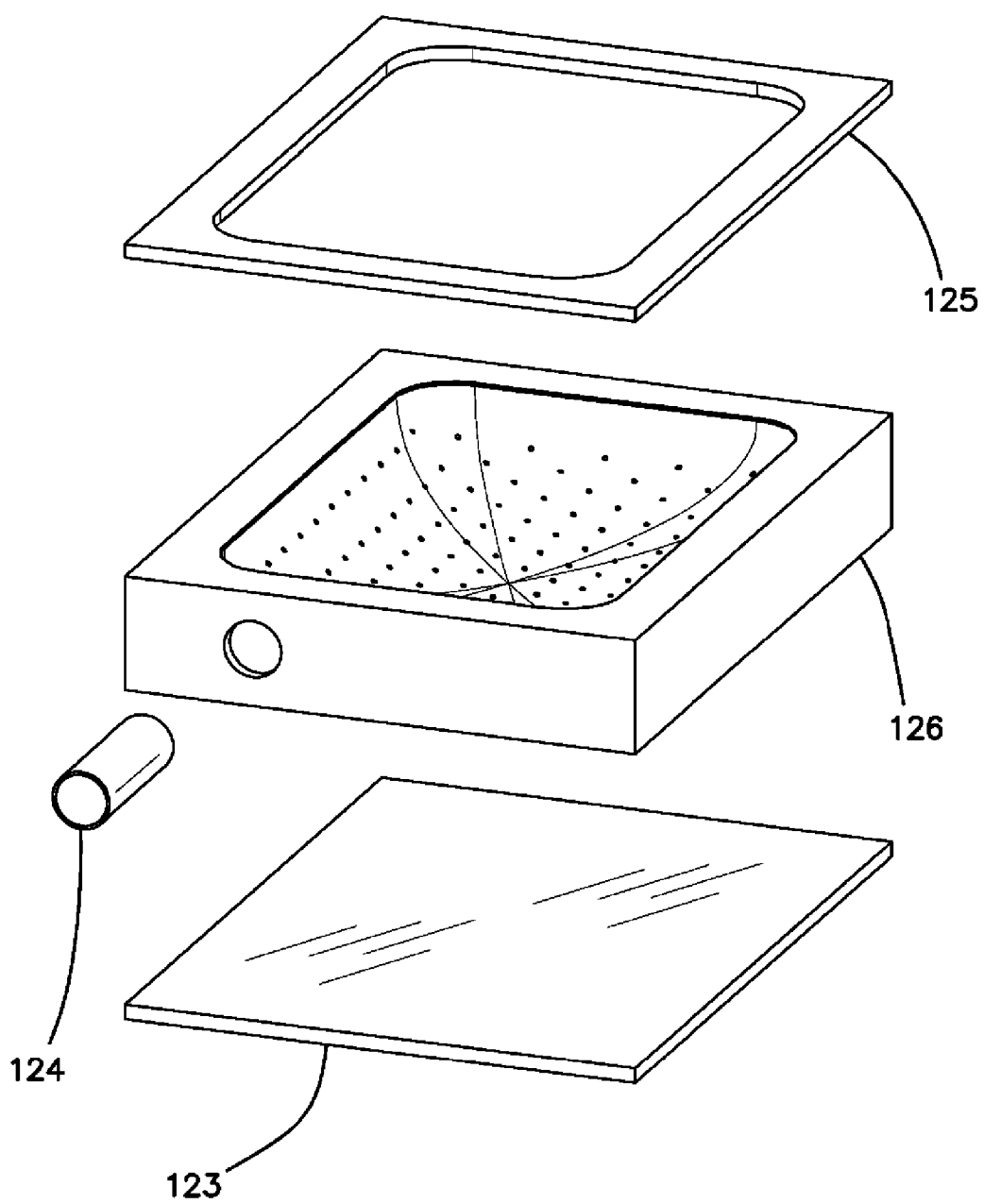


**FIG. 5**

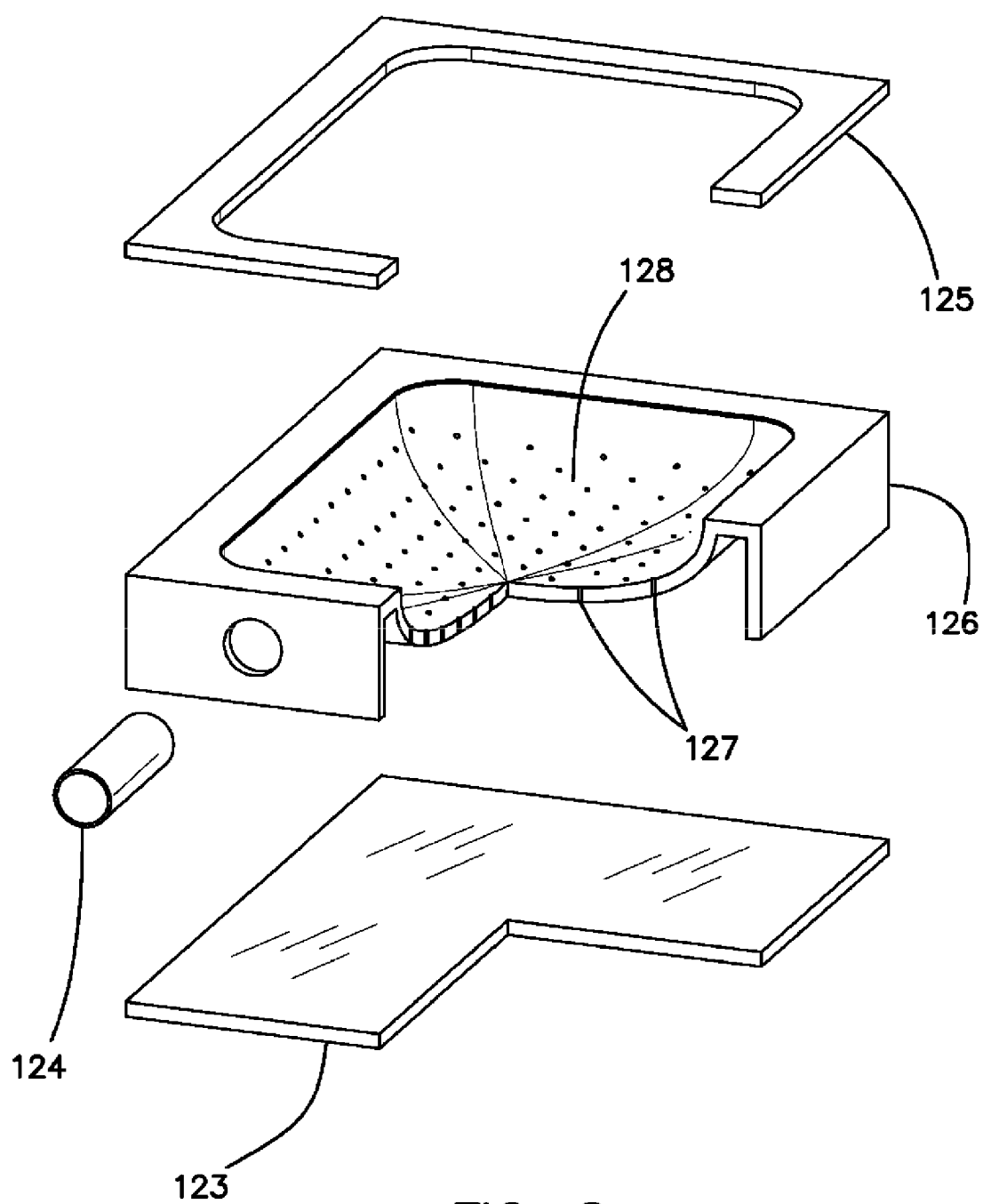


**FIG. 6**

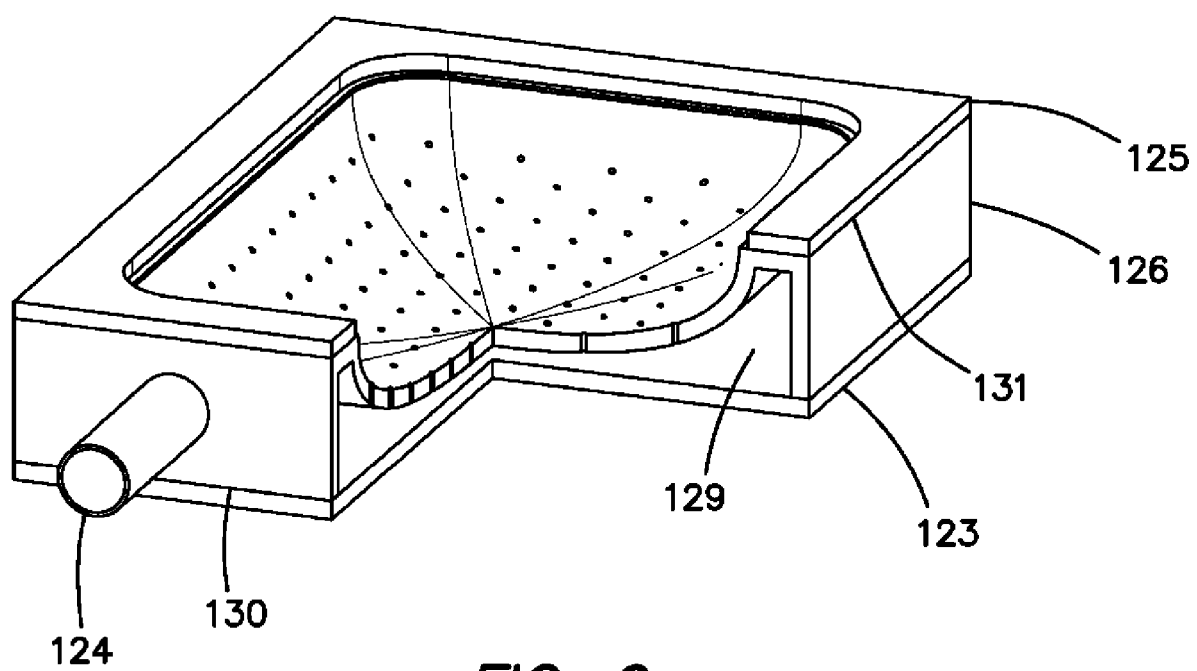




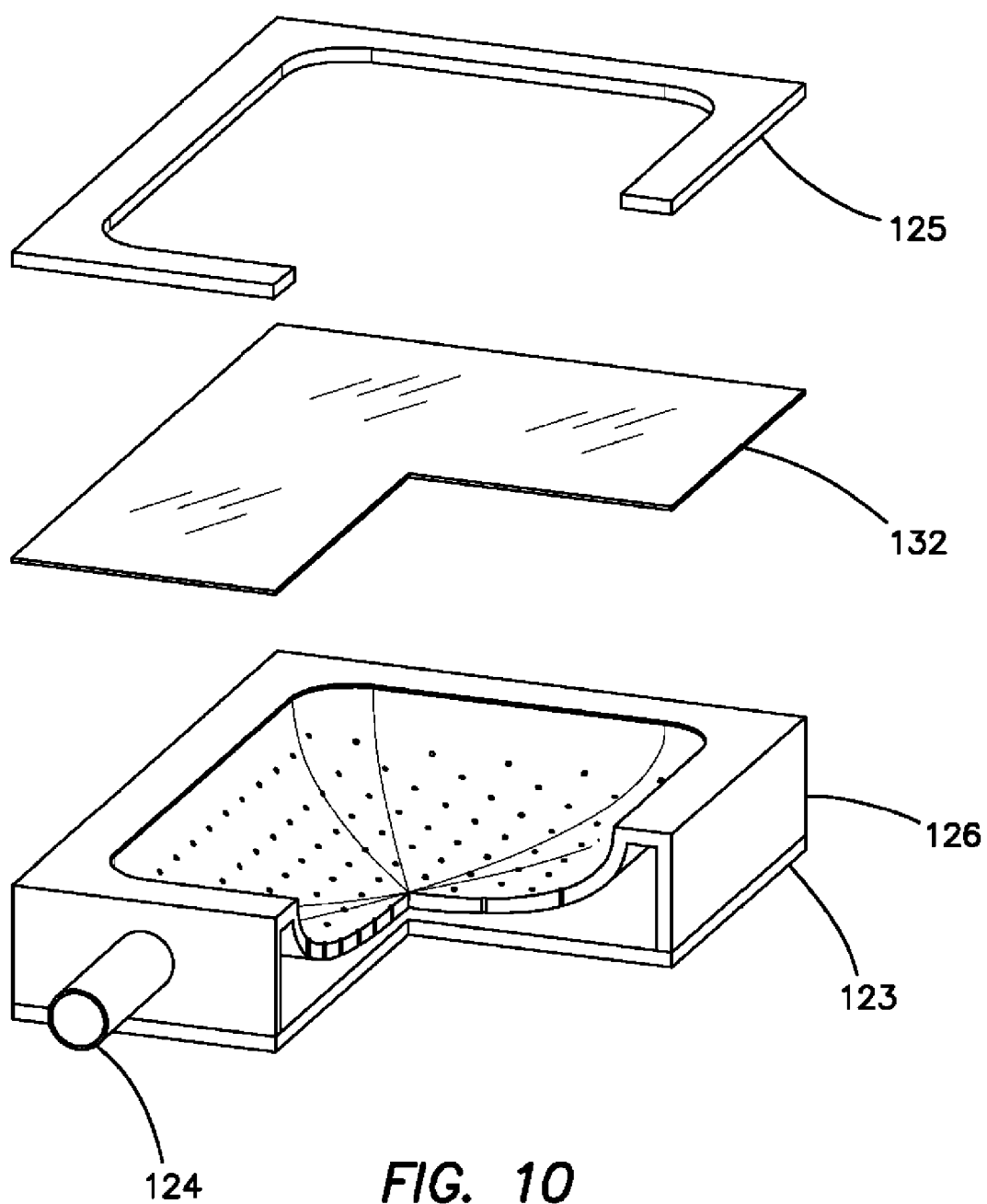
**FIG. 7**



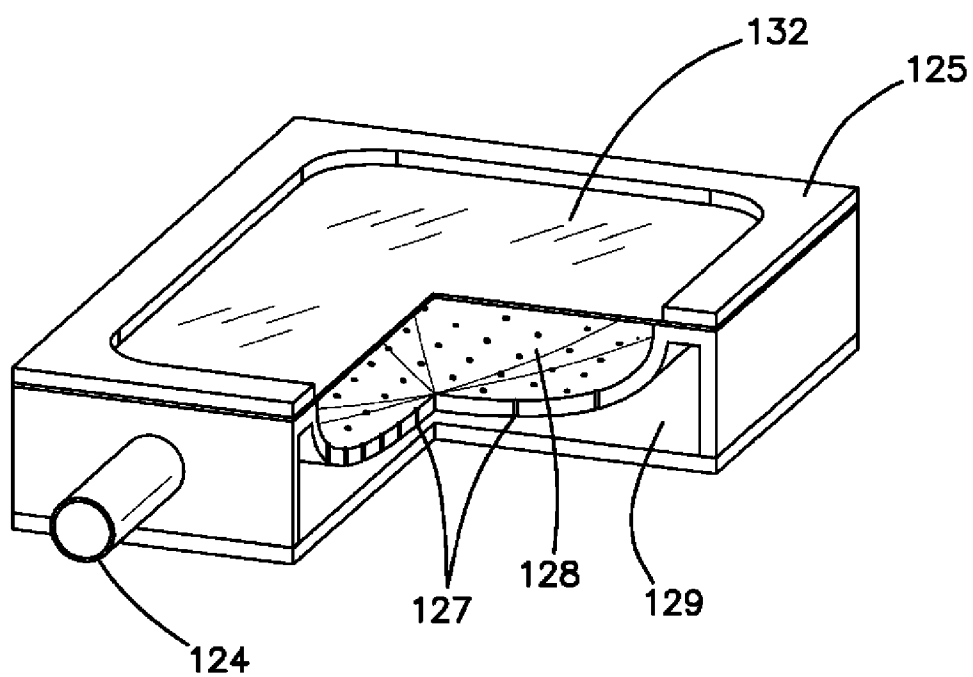
**FIG. 8**



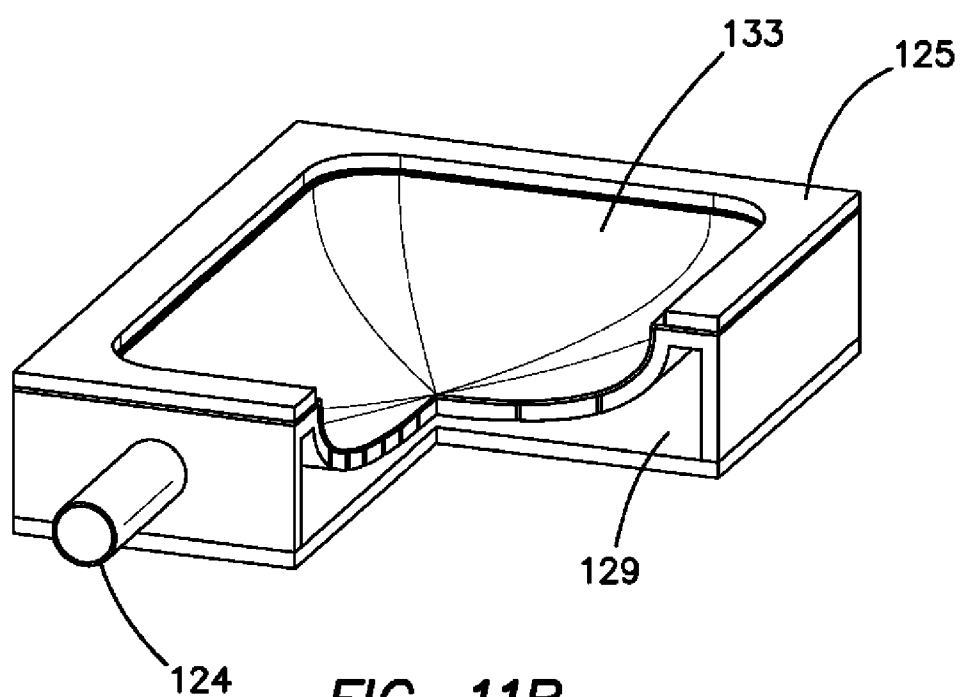
**FIG. 9**



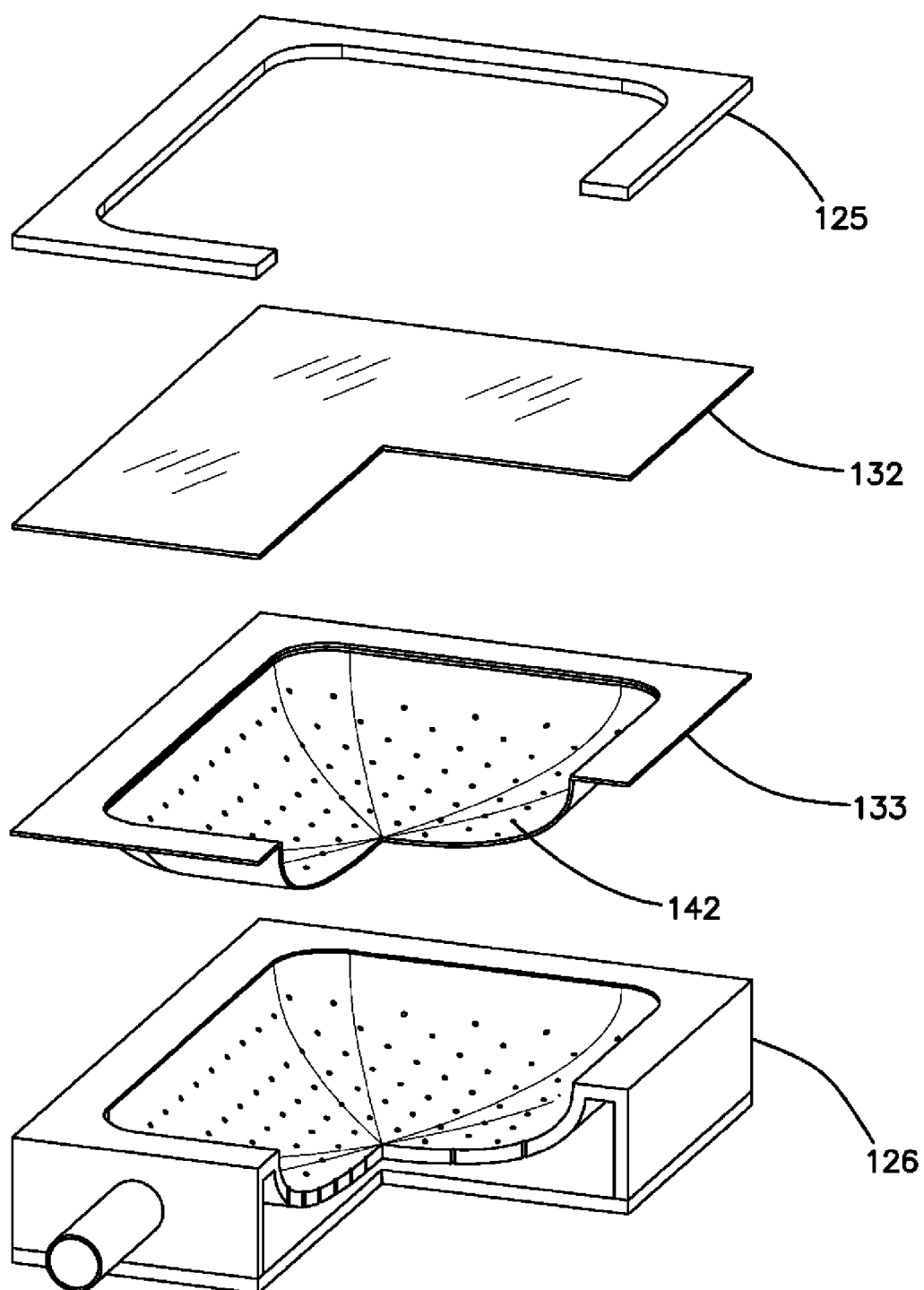
**FIG. 10**



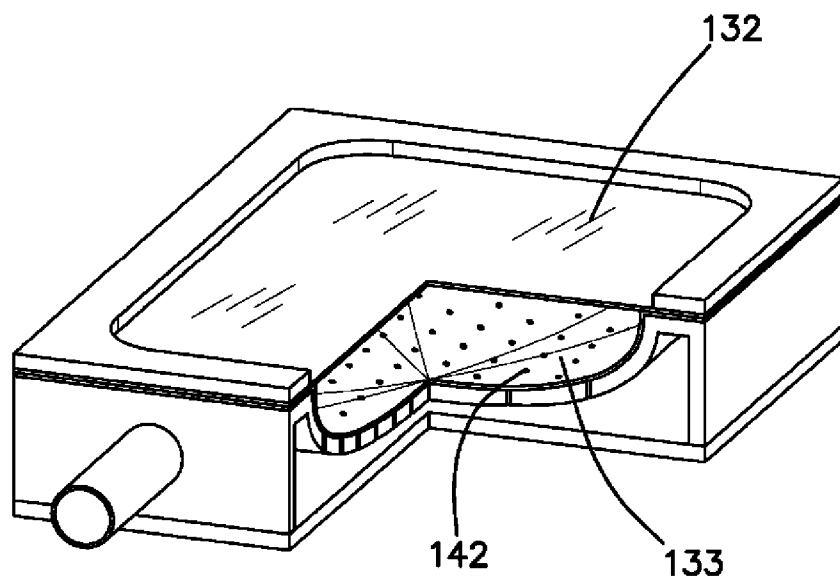
**FIG. 11A**



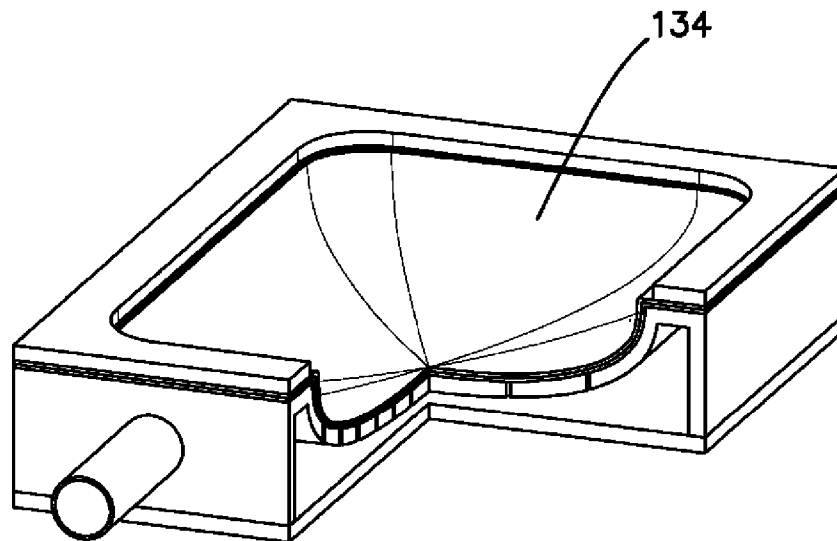
**FIG. 11B**



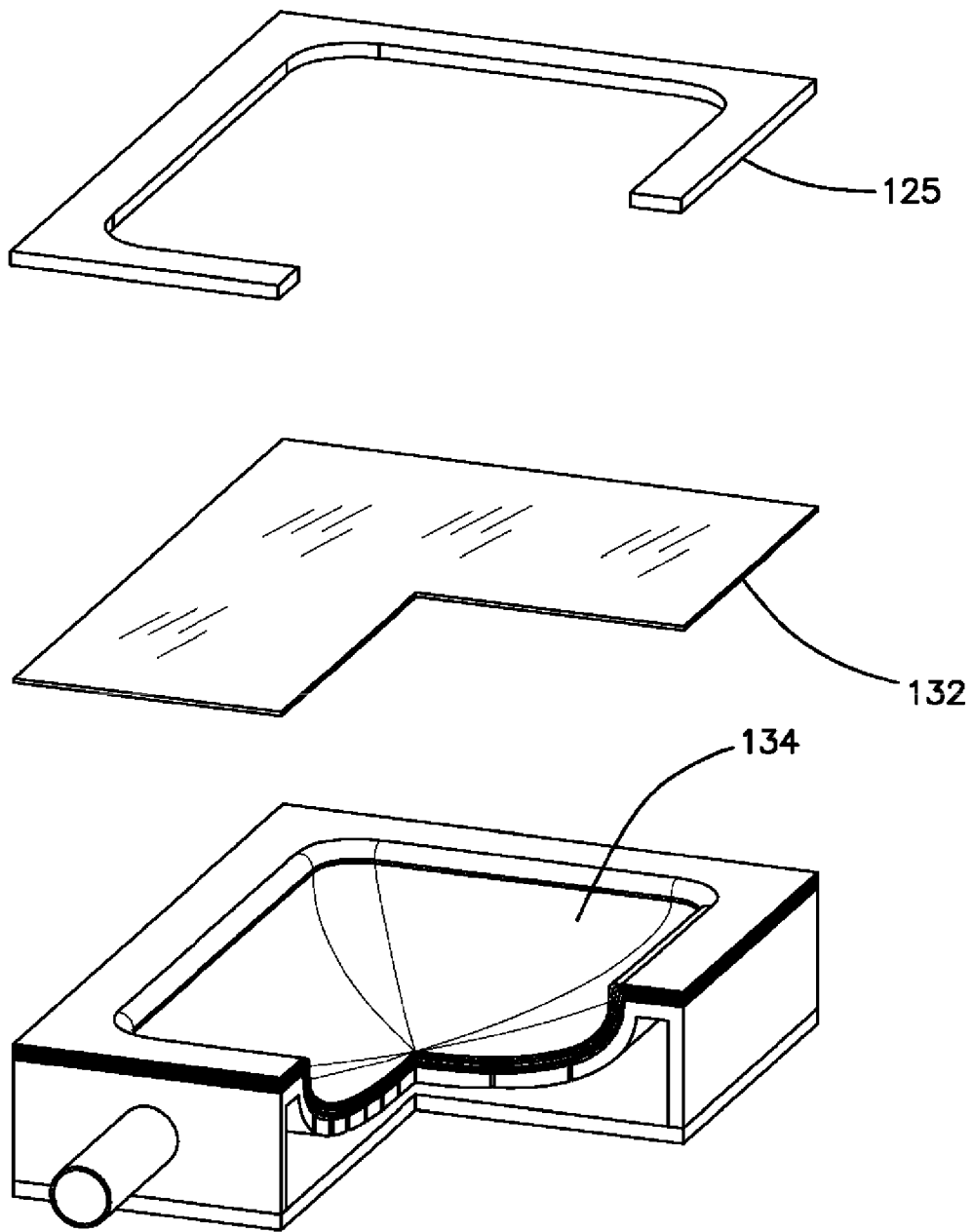
**FIG. 12**



**FIG. 13A**

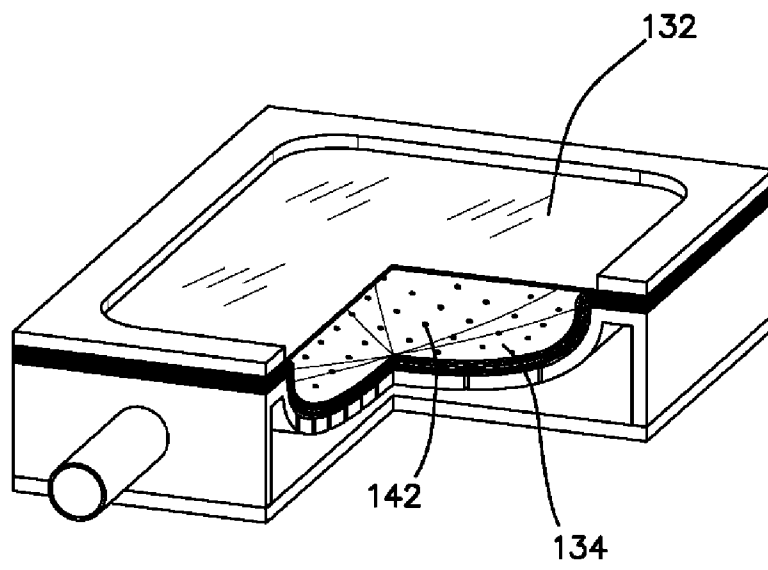


**FIG. 13B**

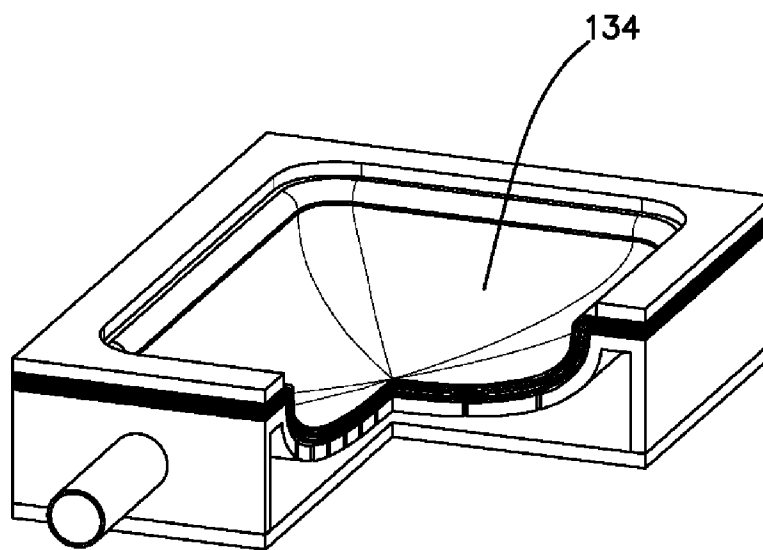


**FIG. 14**

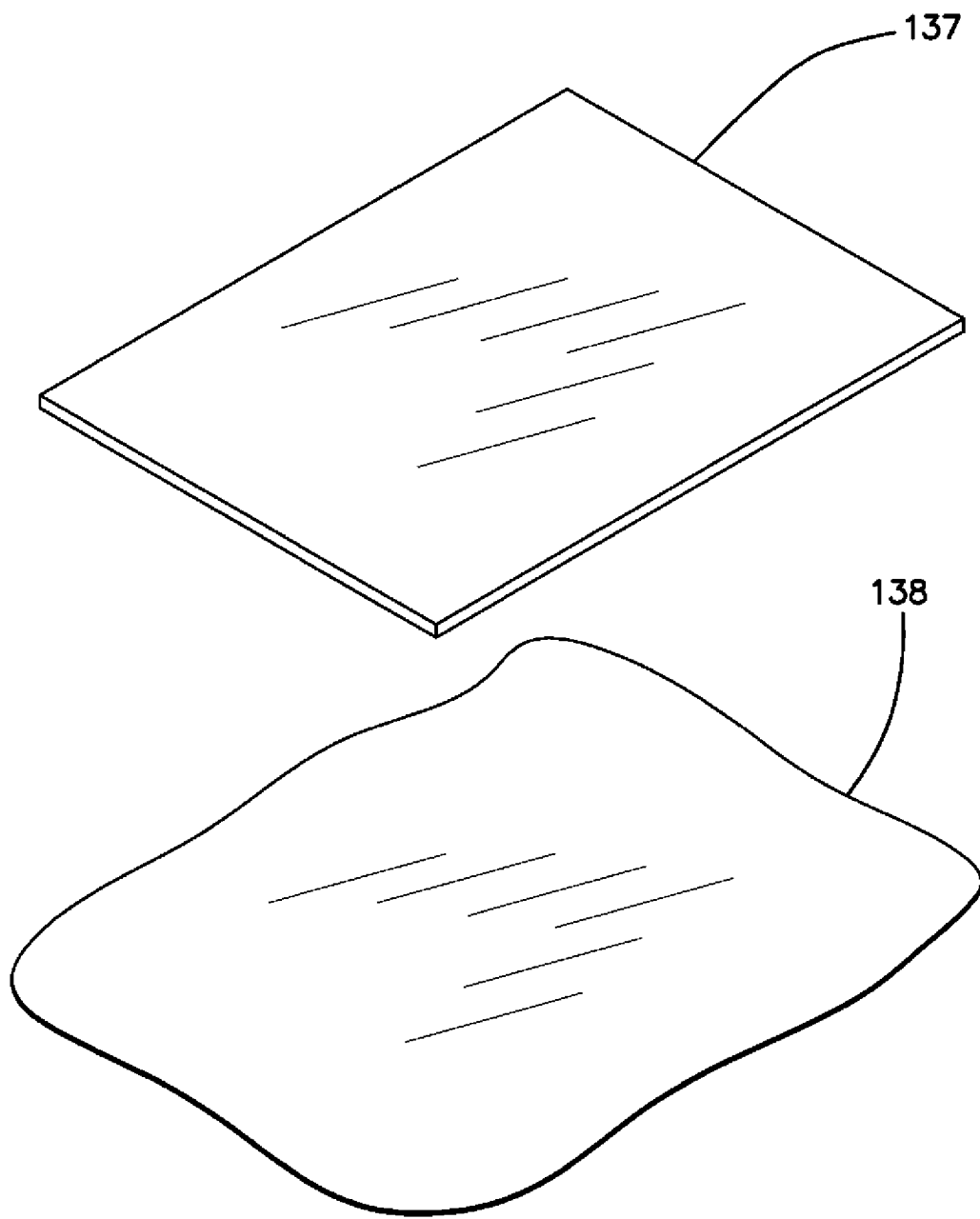




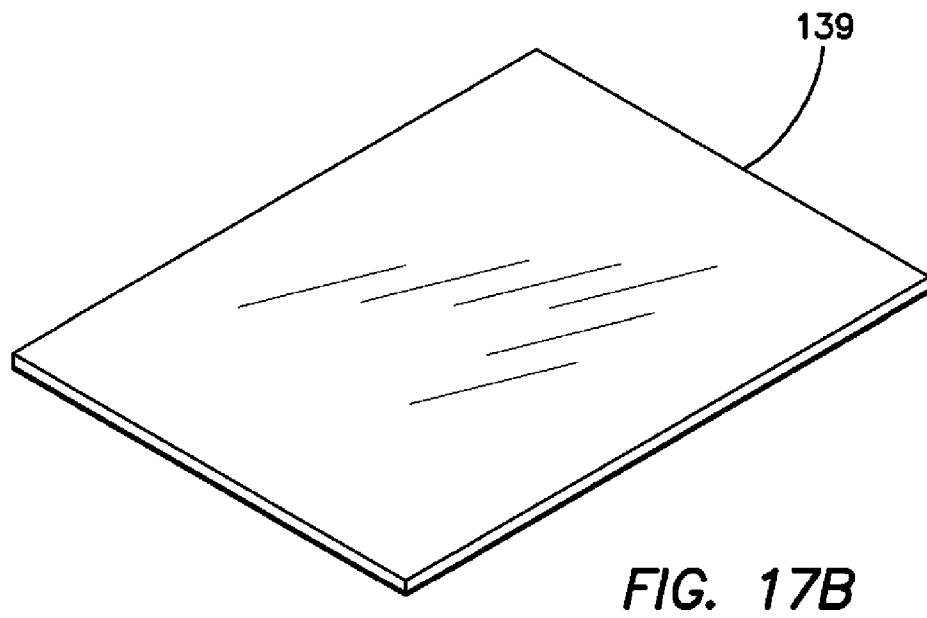
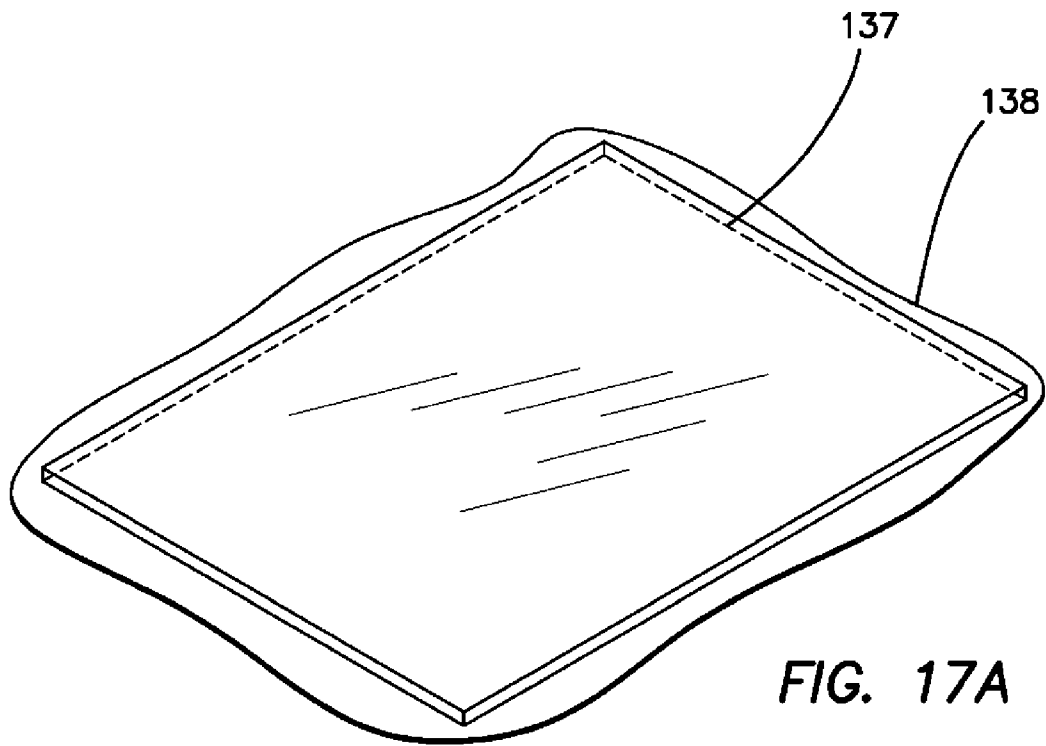
**FIG. 15A**

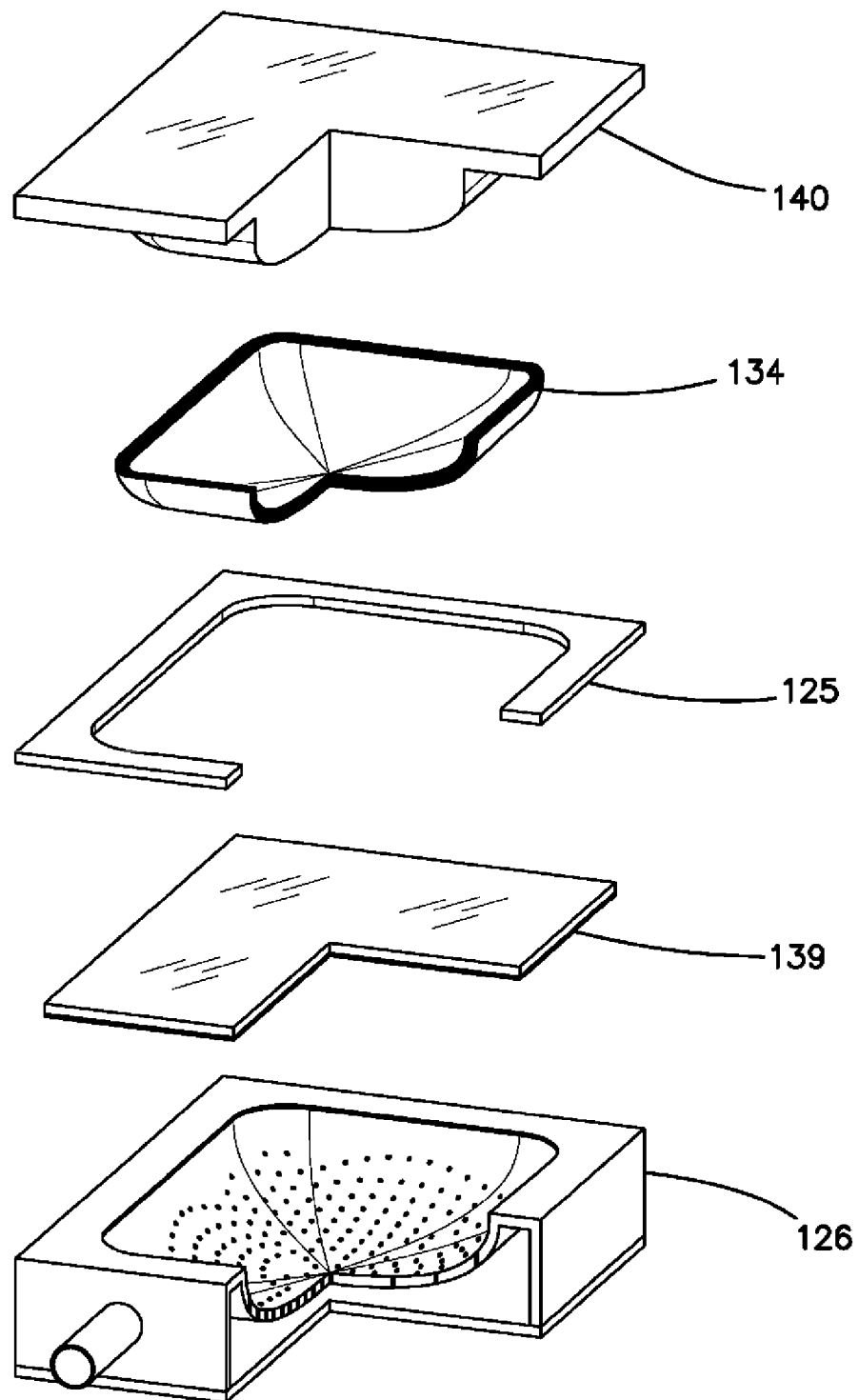


**FIG. 15B**

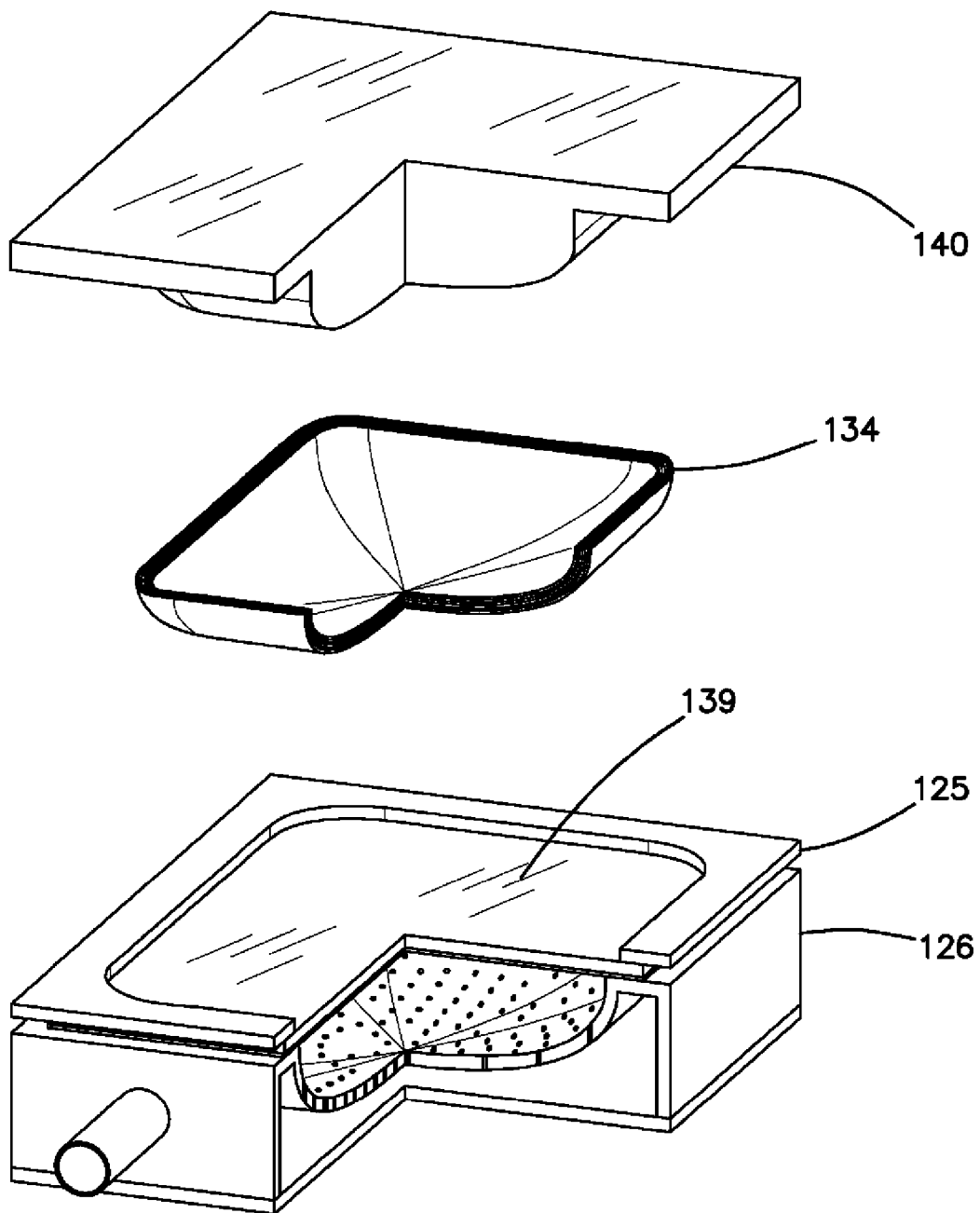


**FIG. 16**

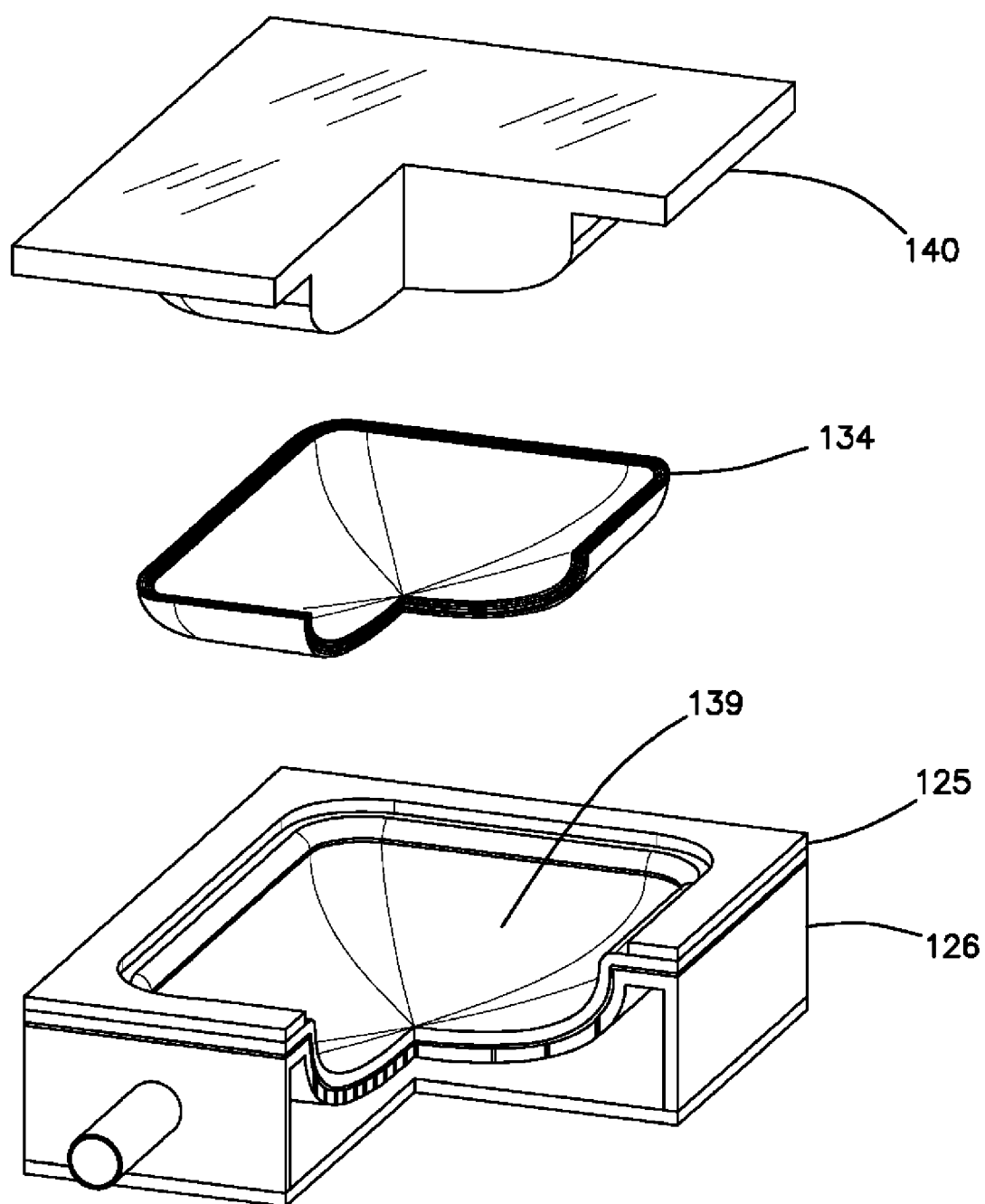




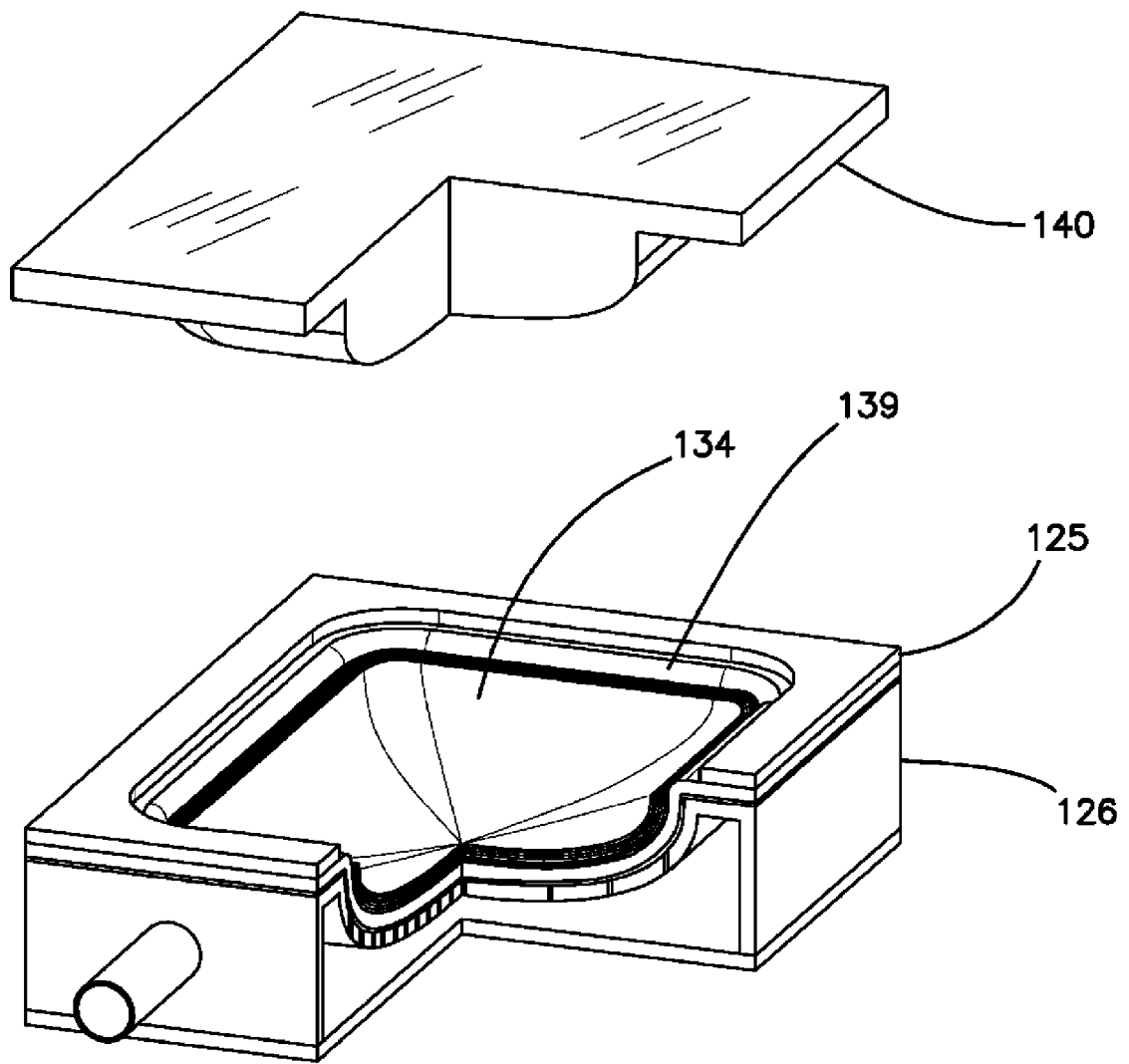
**FIG. 18**



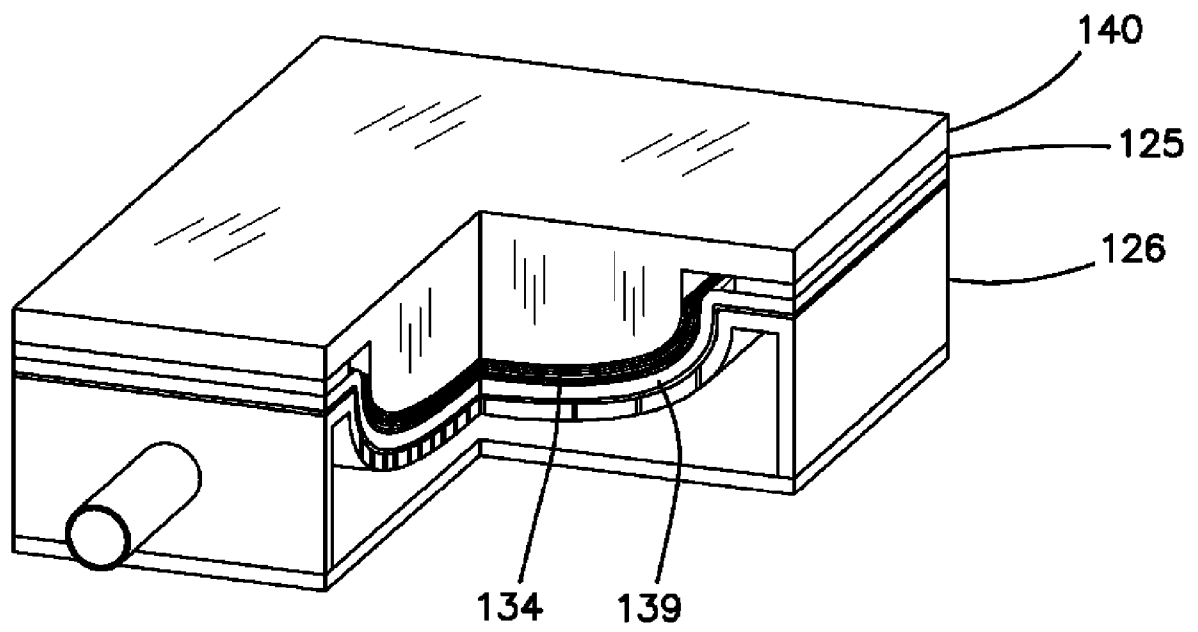
**FIG. 19A**



**FIG. 19B**

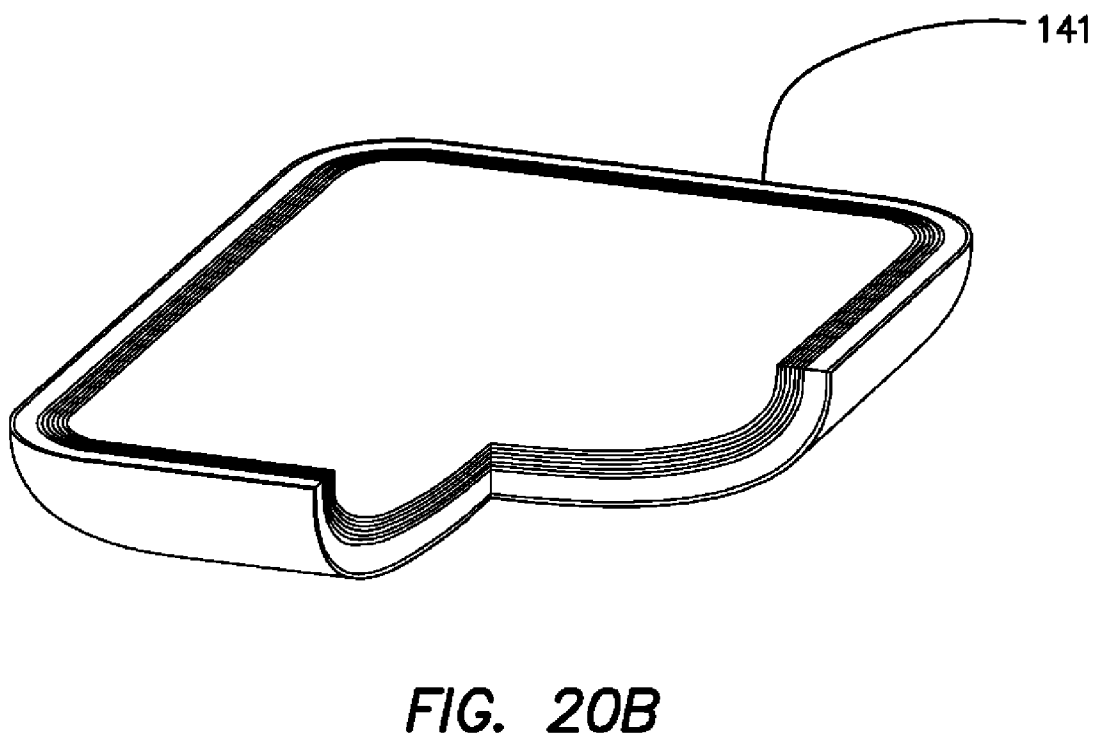
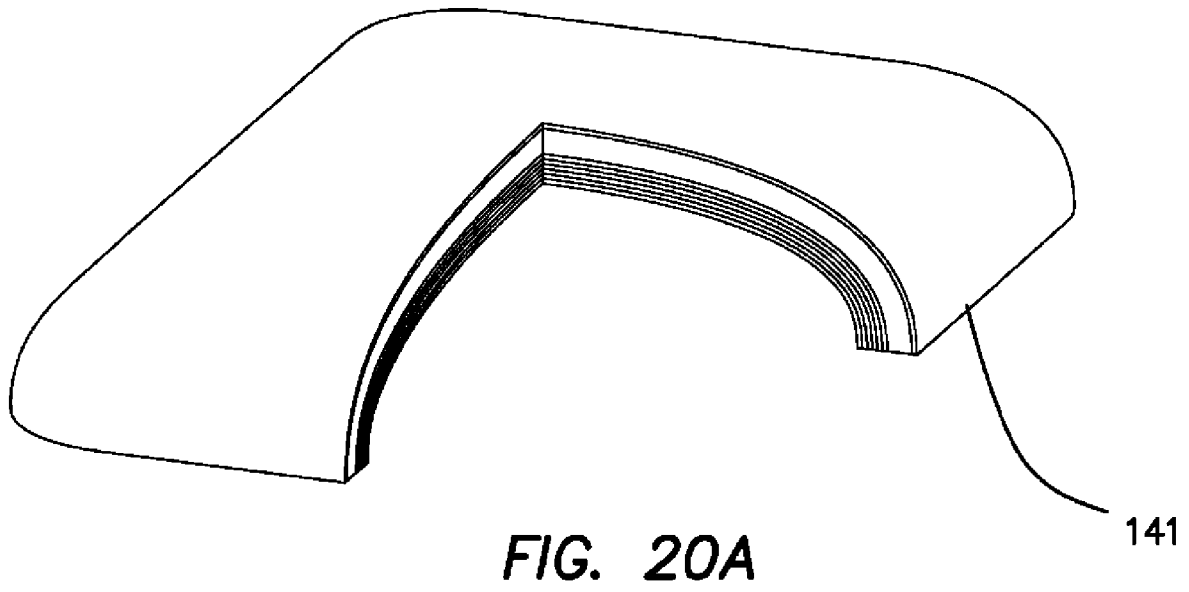


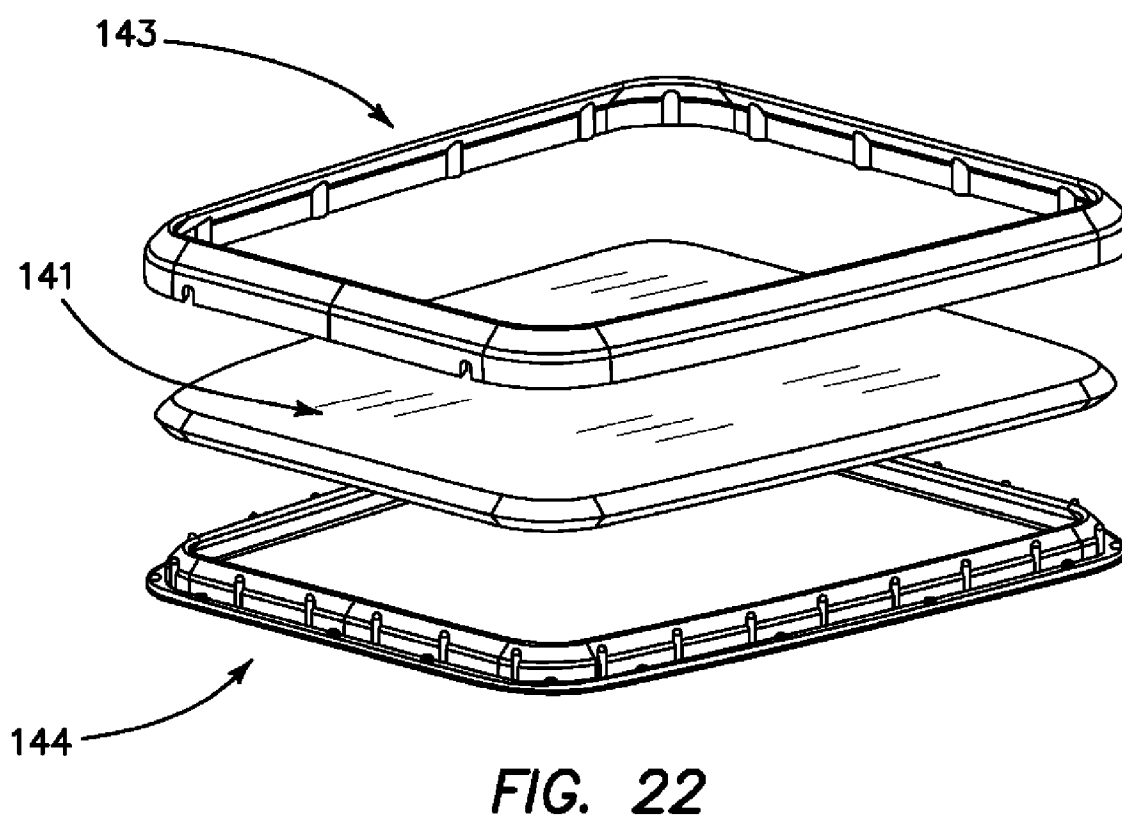
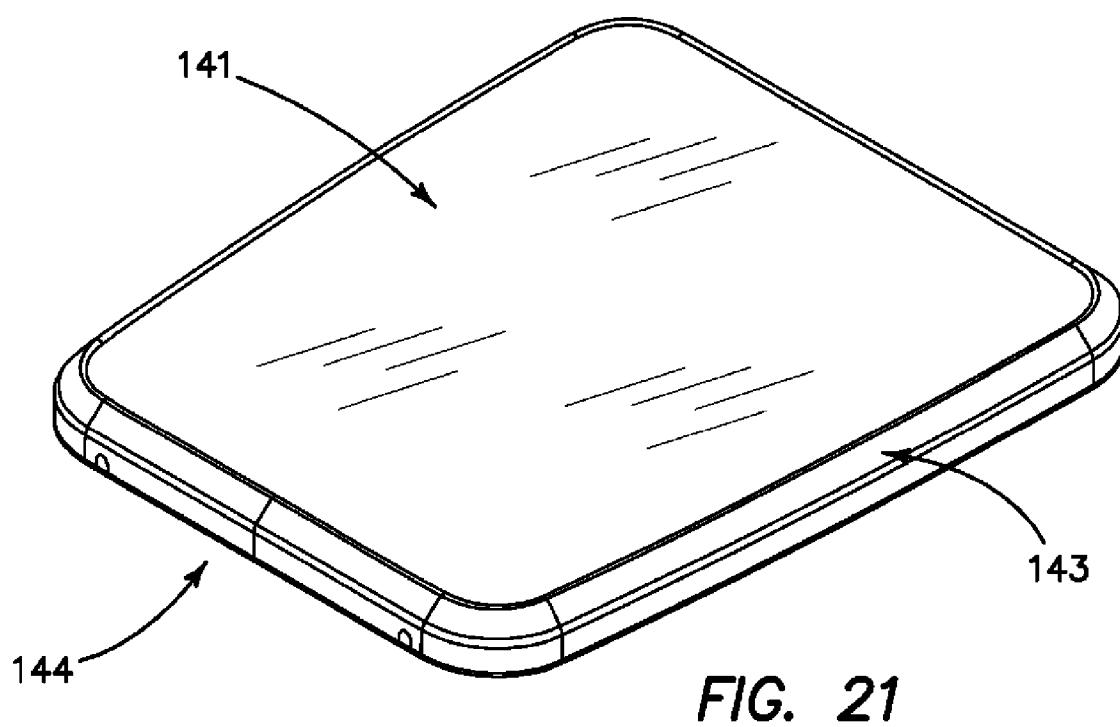
**FIG. 19C**

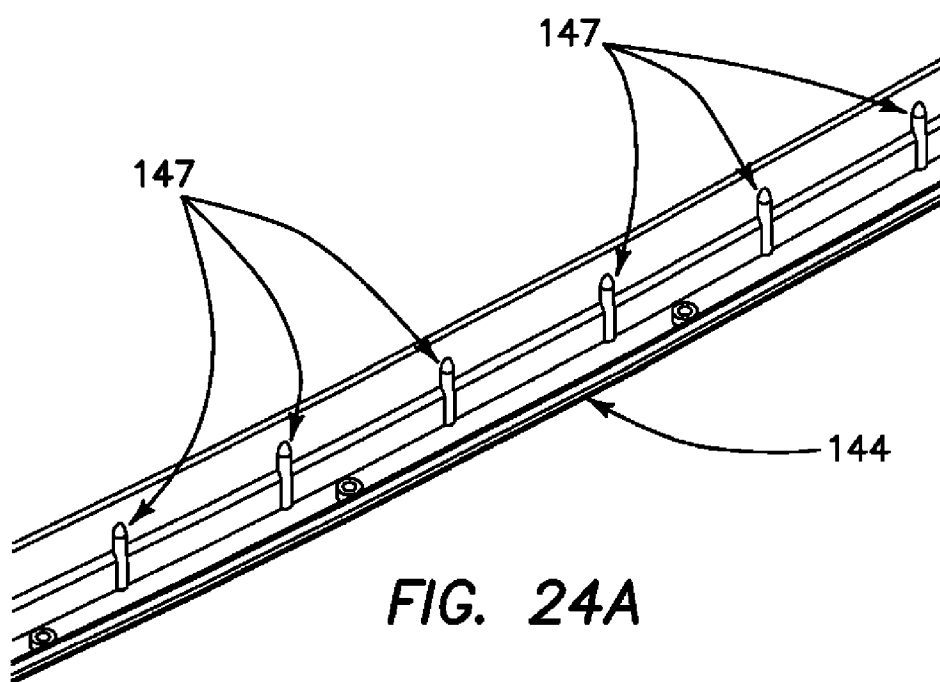
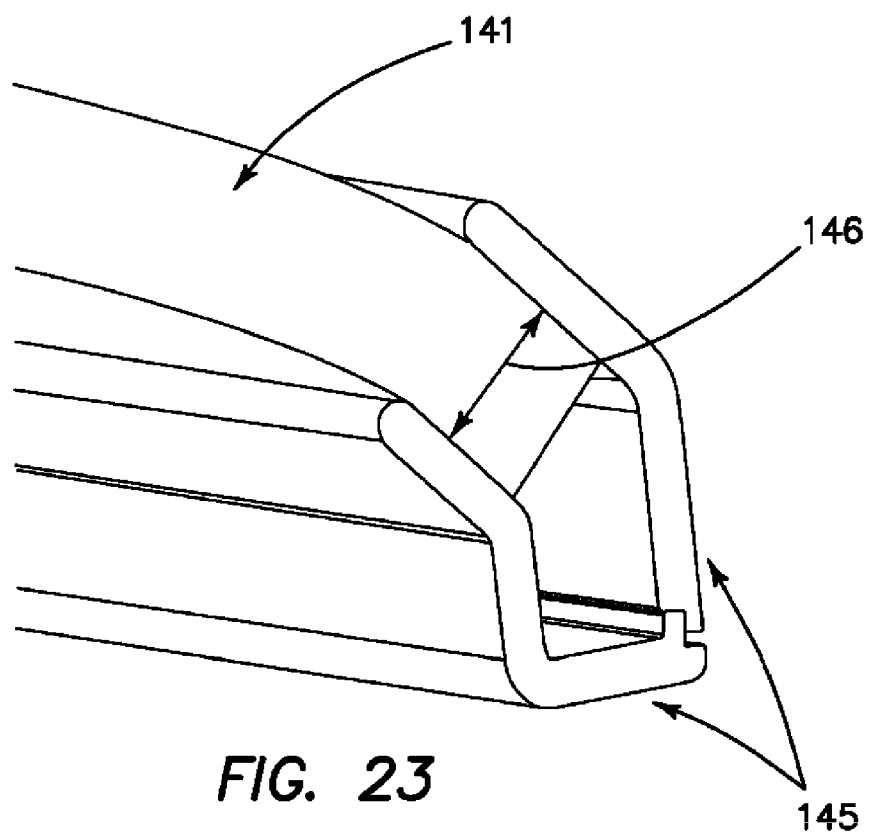


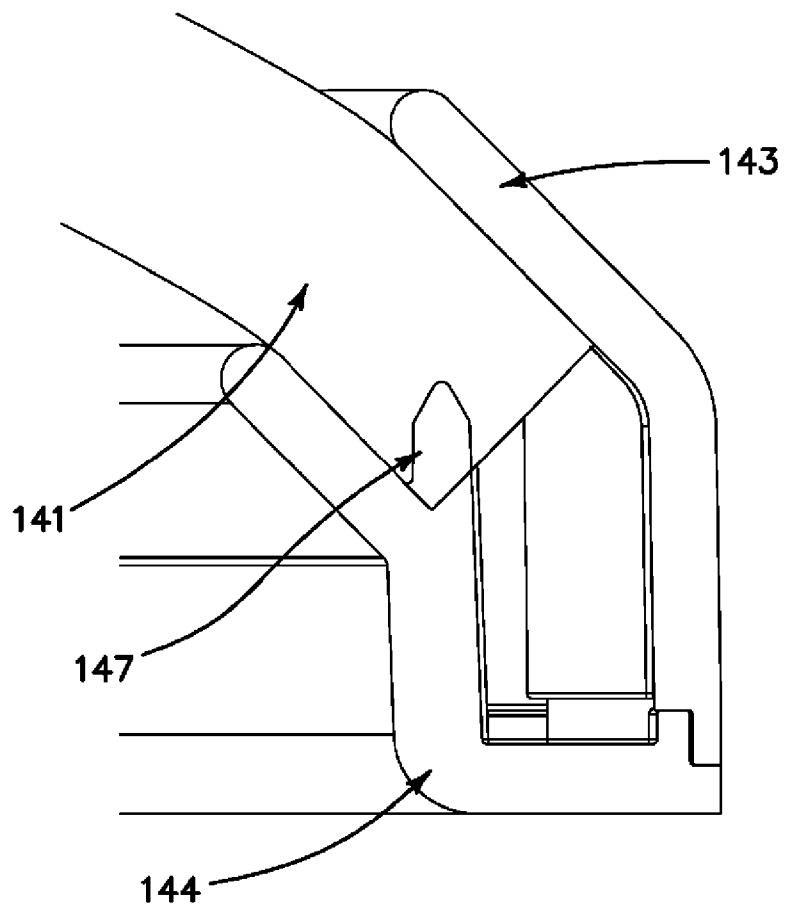
**FIG. 19D**



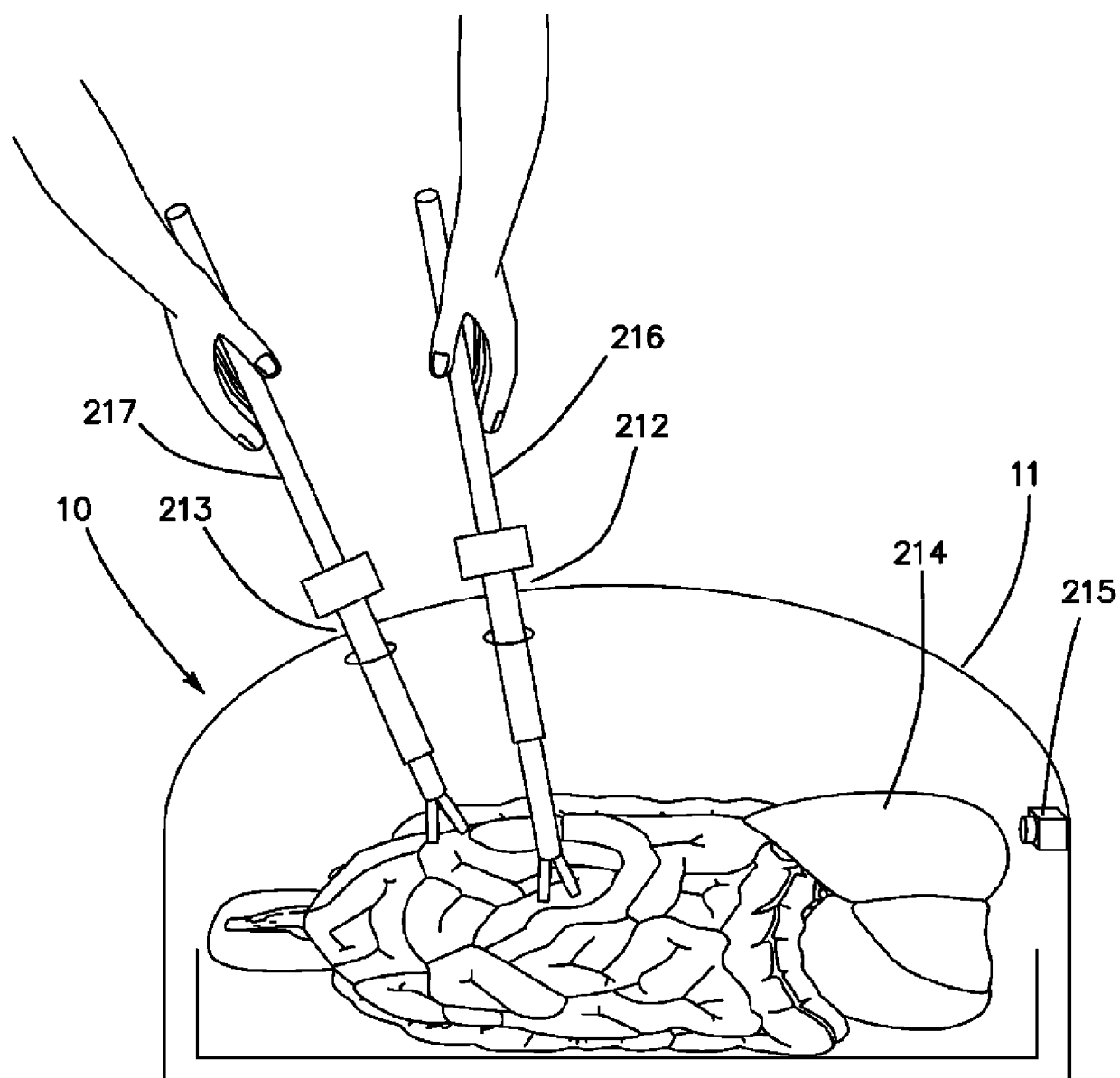




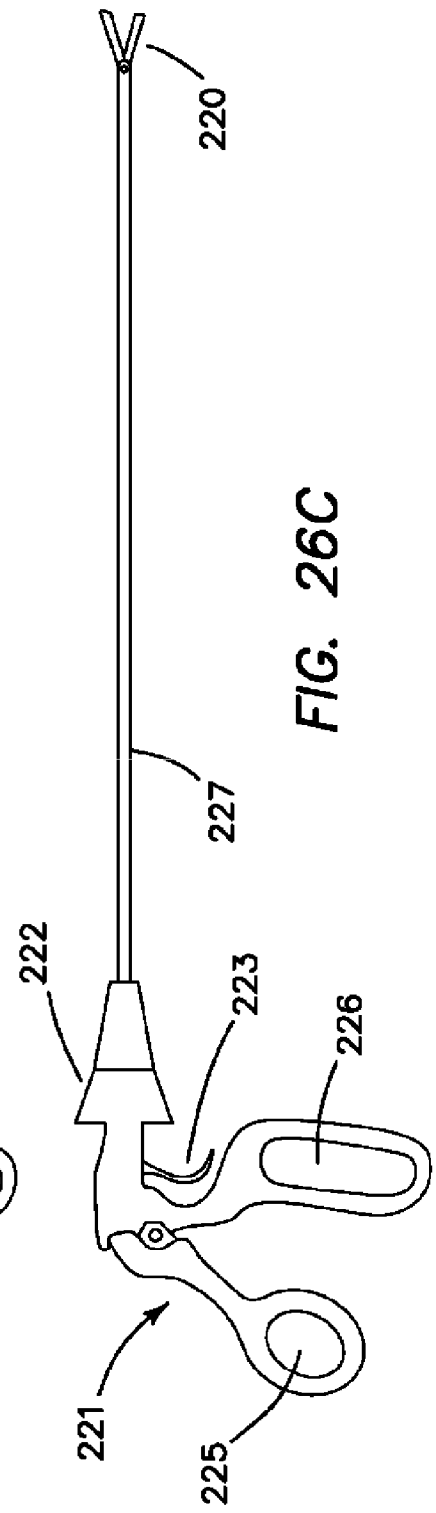
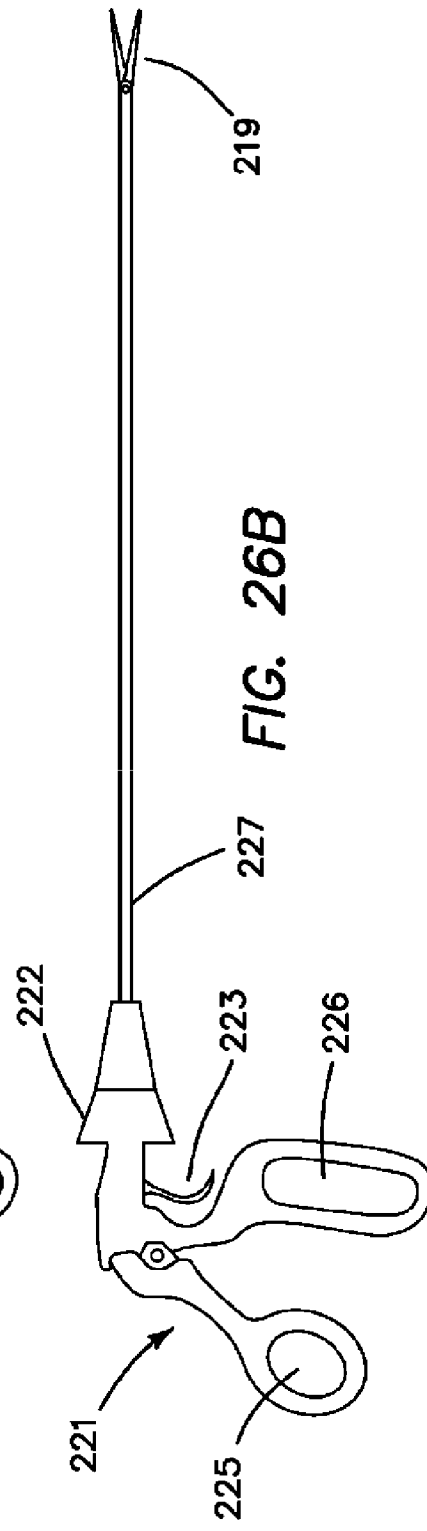
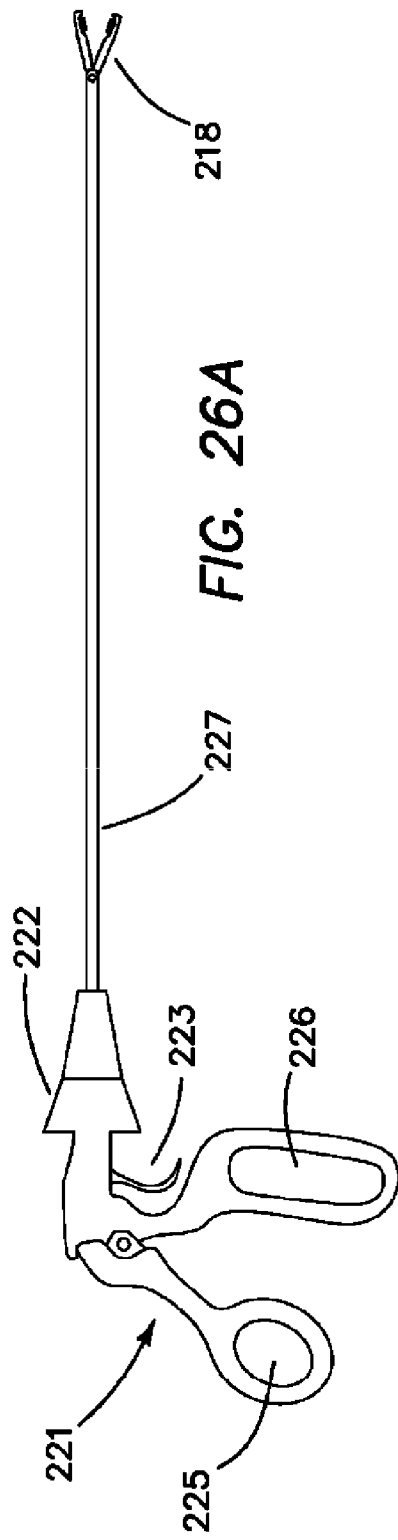




**FIG. 24B**



**FIG. 25**



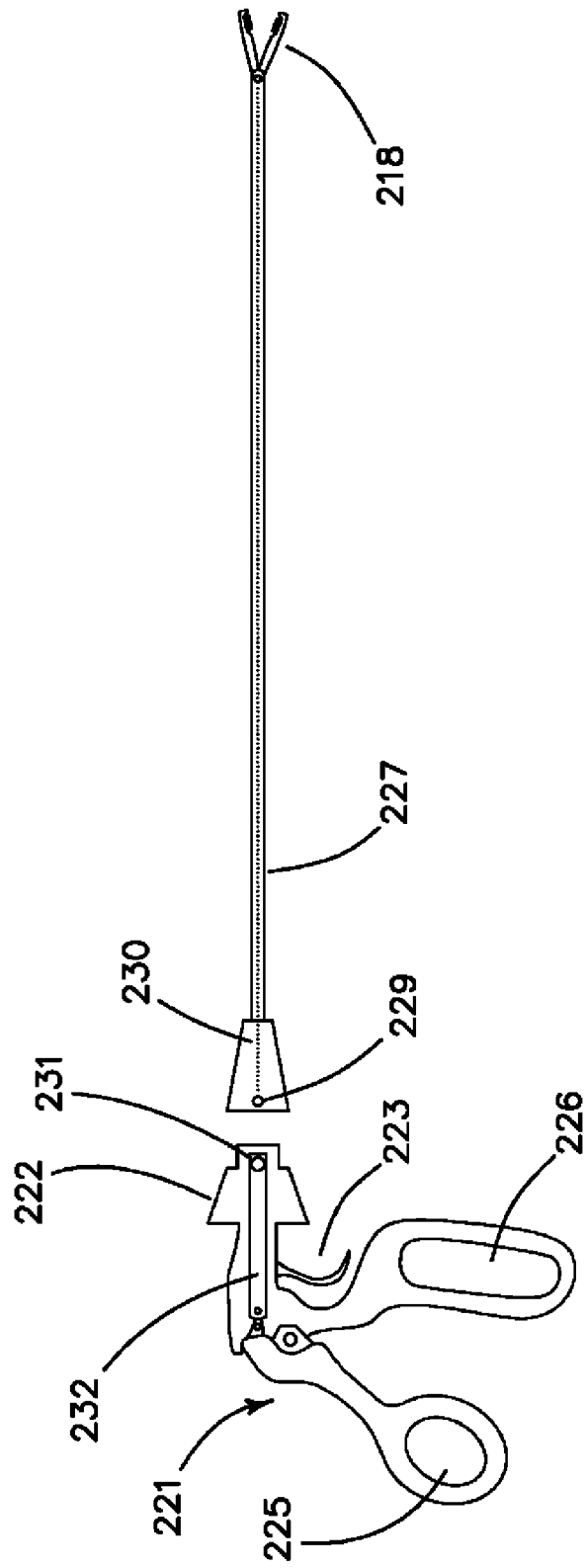


FIG. 27

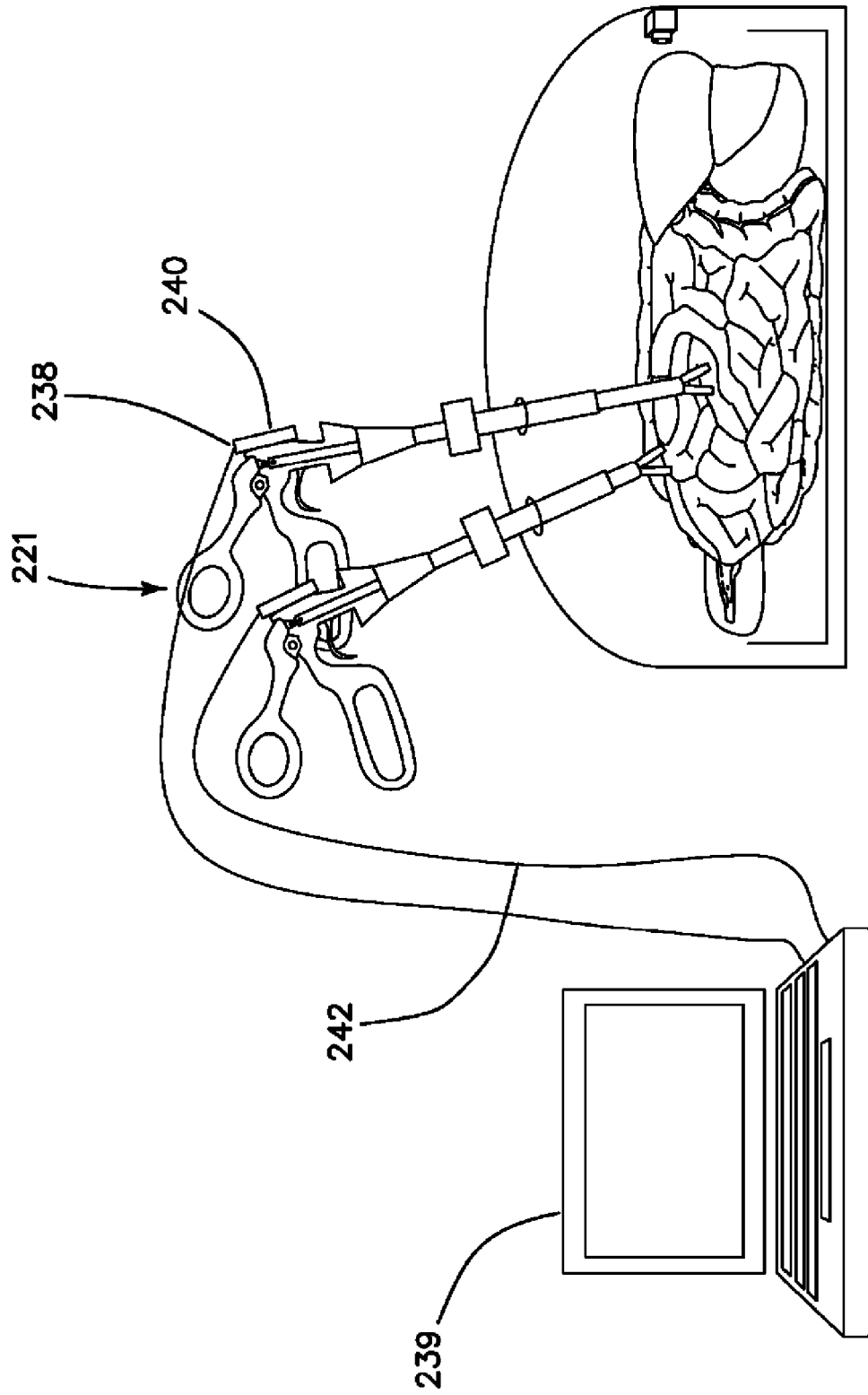
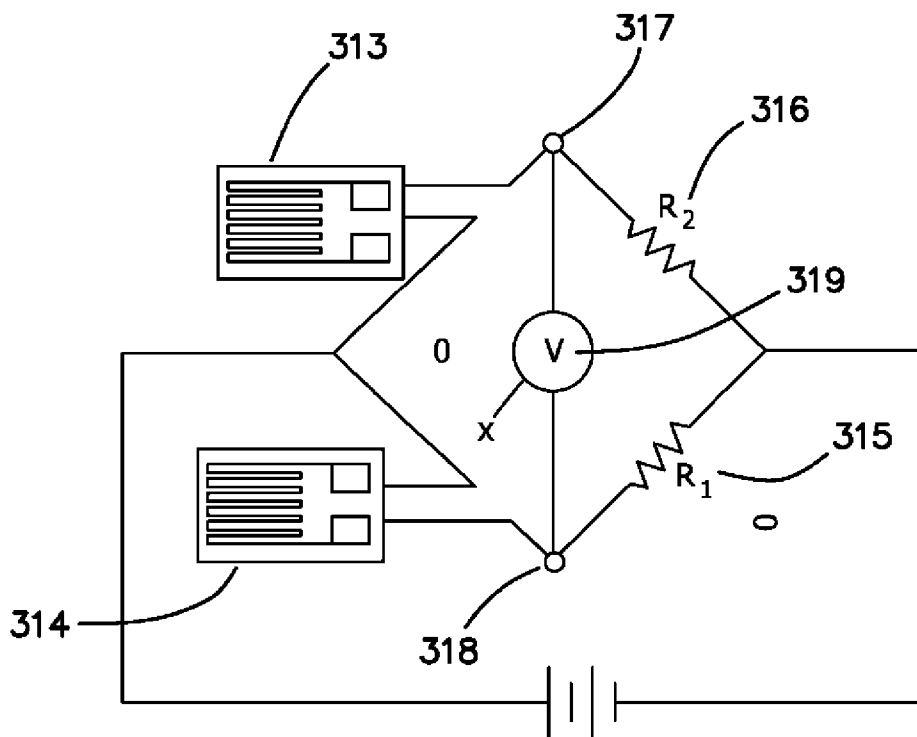
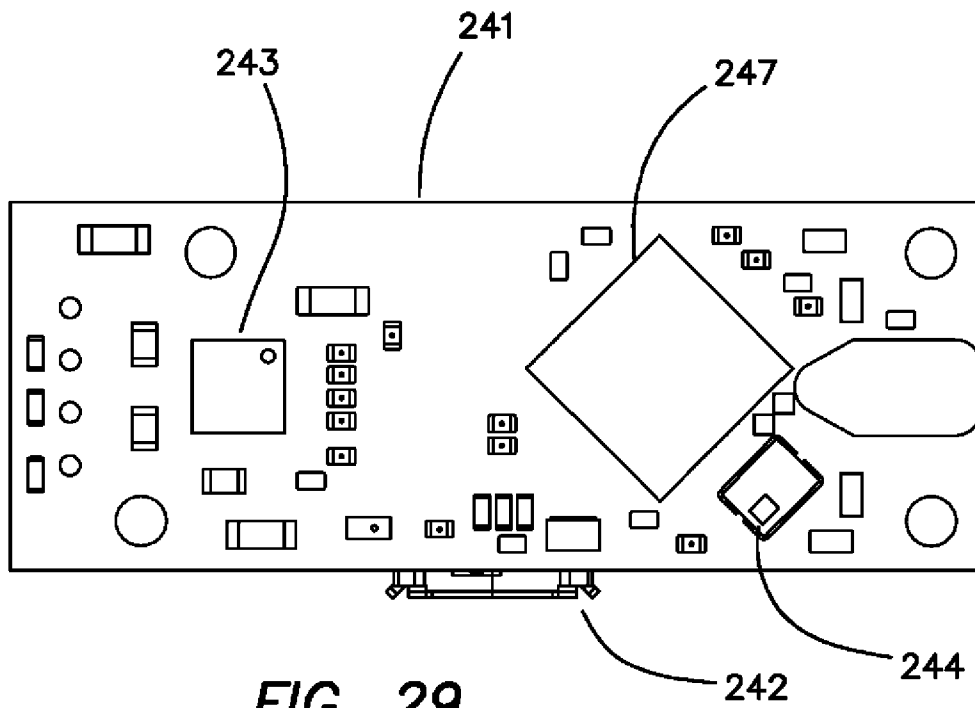
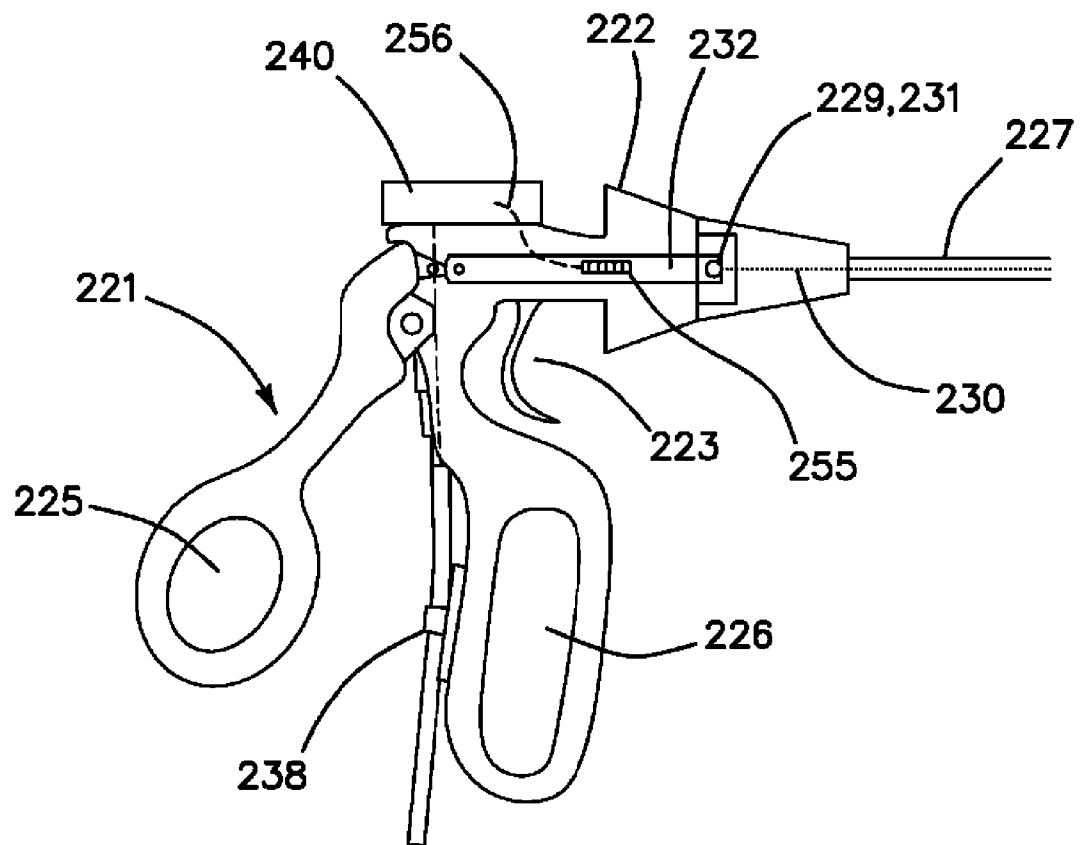


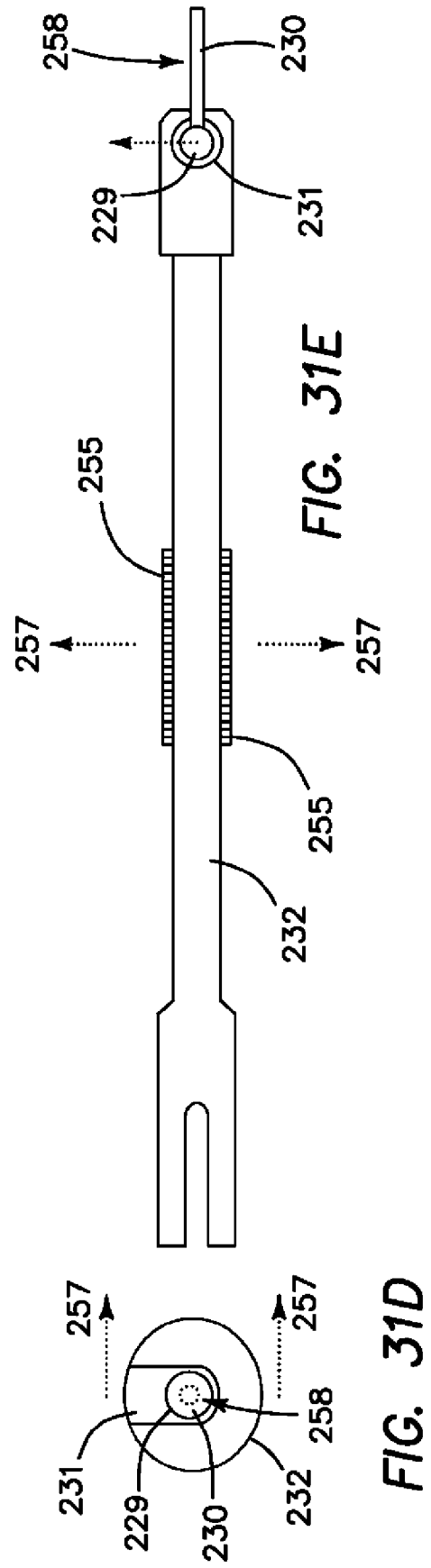
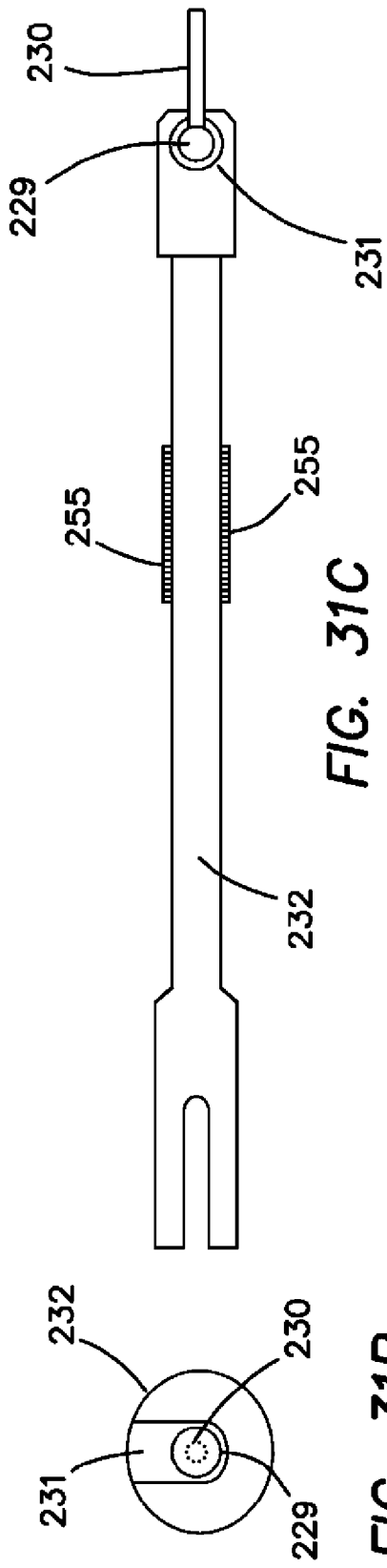
FIG. 28







**FIG. 31A**



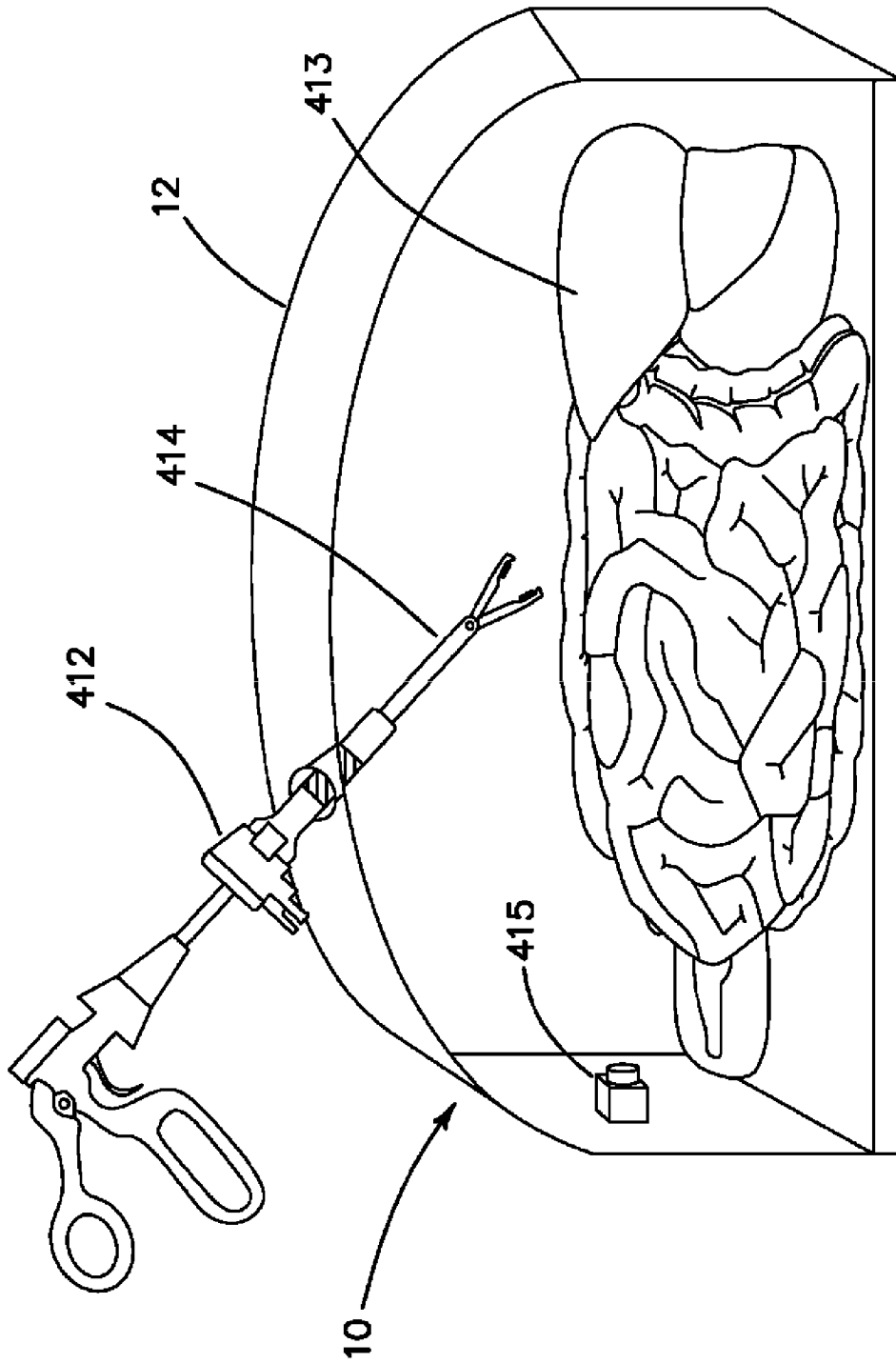


FIG. 32

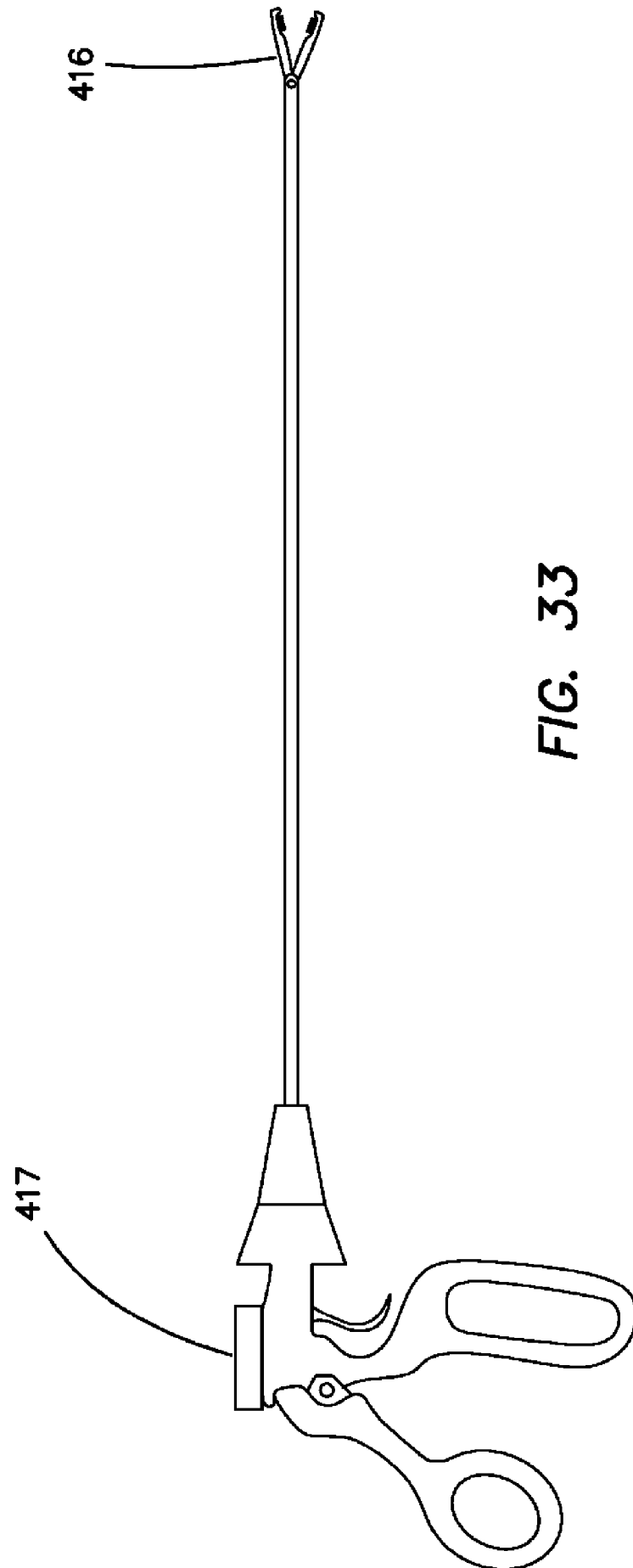


FIG. 33

RESUMEN DE FLUJO DE DATOS

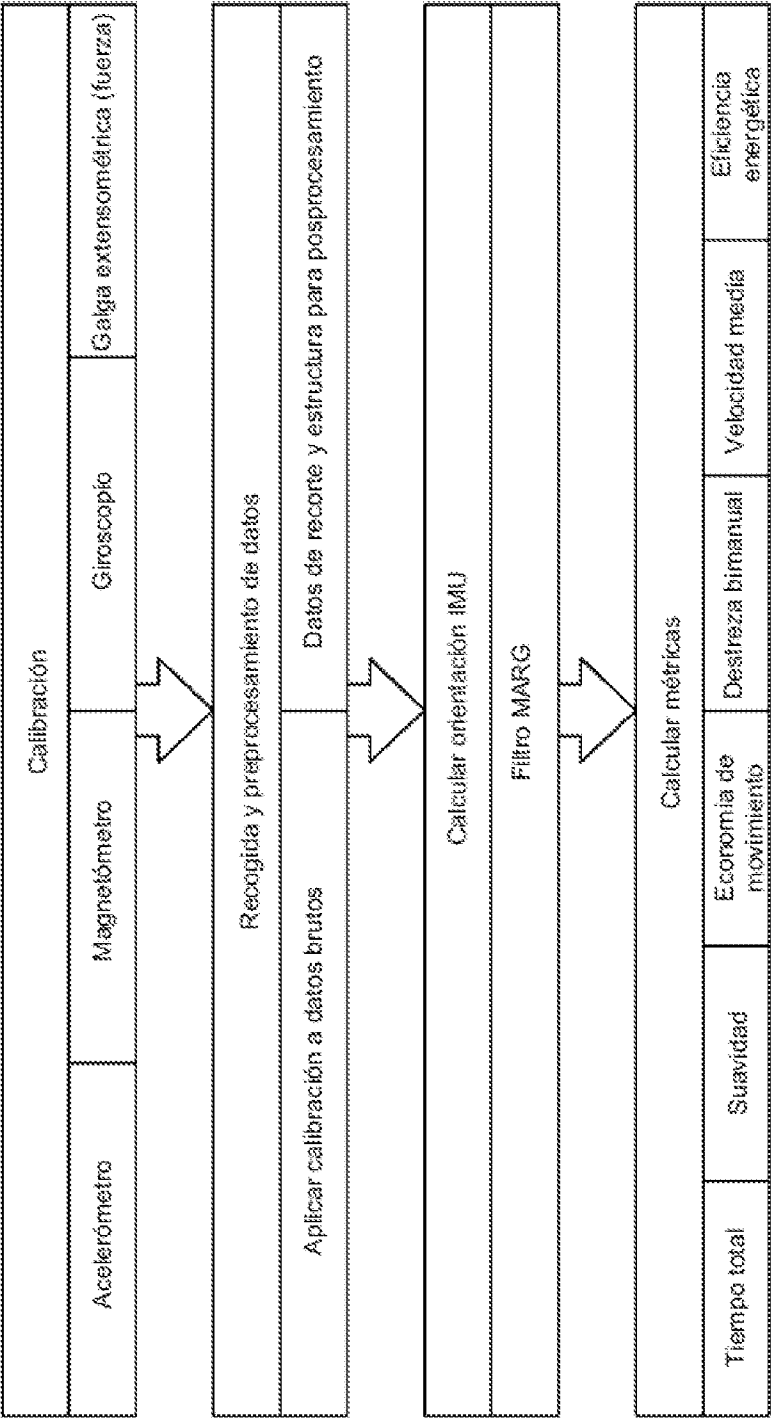


FIG. 34

CALIBRACIÓN DE ACCELERÓMETRO

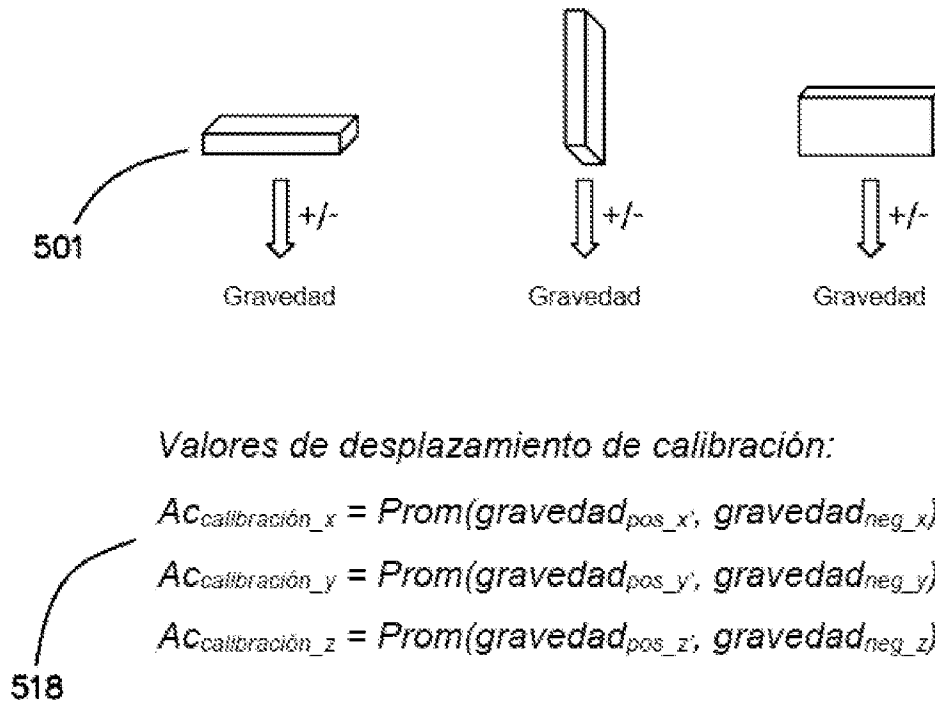


FIG. 35

CALIBRACIÓN DE MAGNETÓMETRO

Calibración de hierro blando de magnetómetro

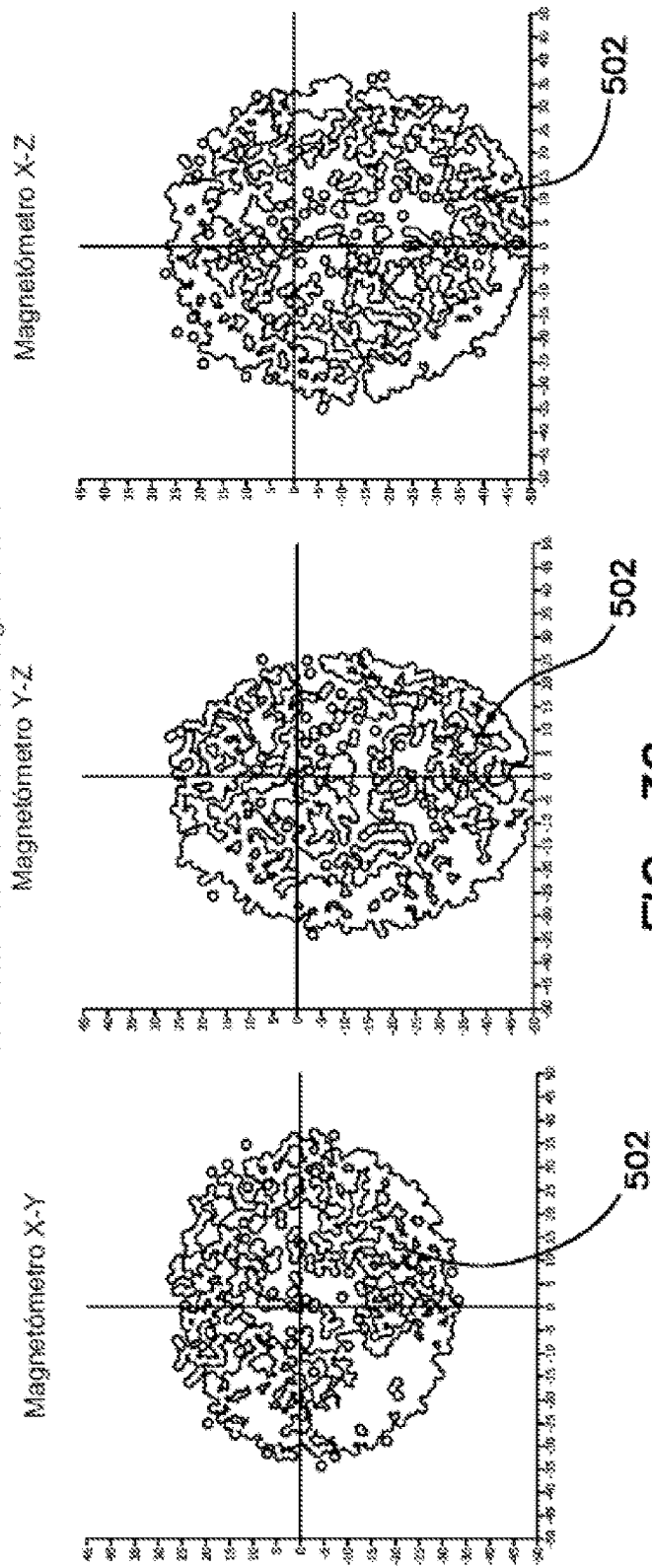
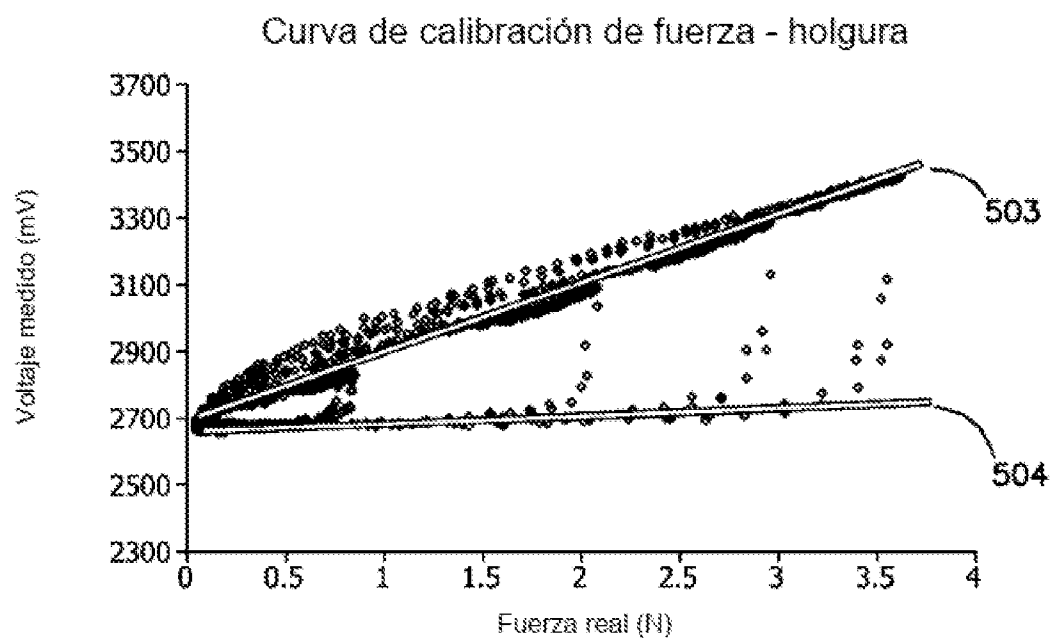


FIG. 36



## CALIBRACIÓN DE GALGA EXTENSOMÉTRICA

**FIG. 37**

RECORTE Y SEGMENTACIÓN

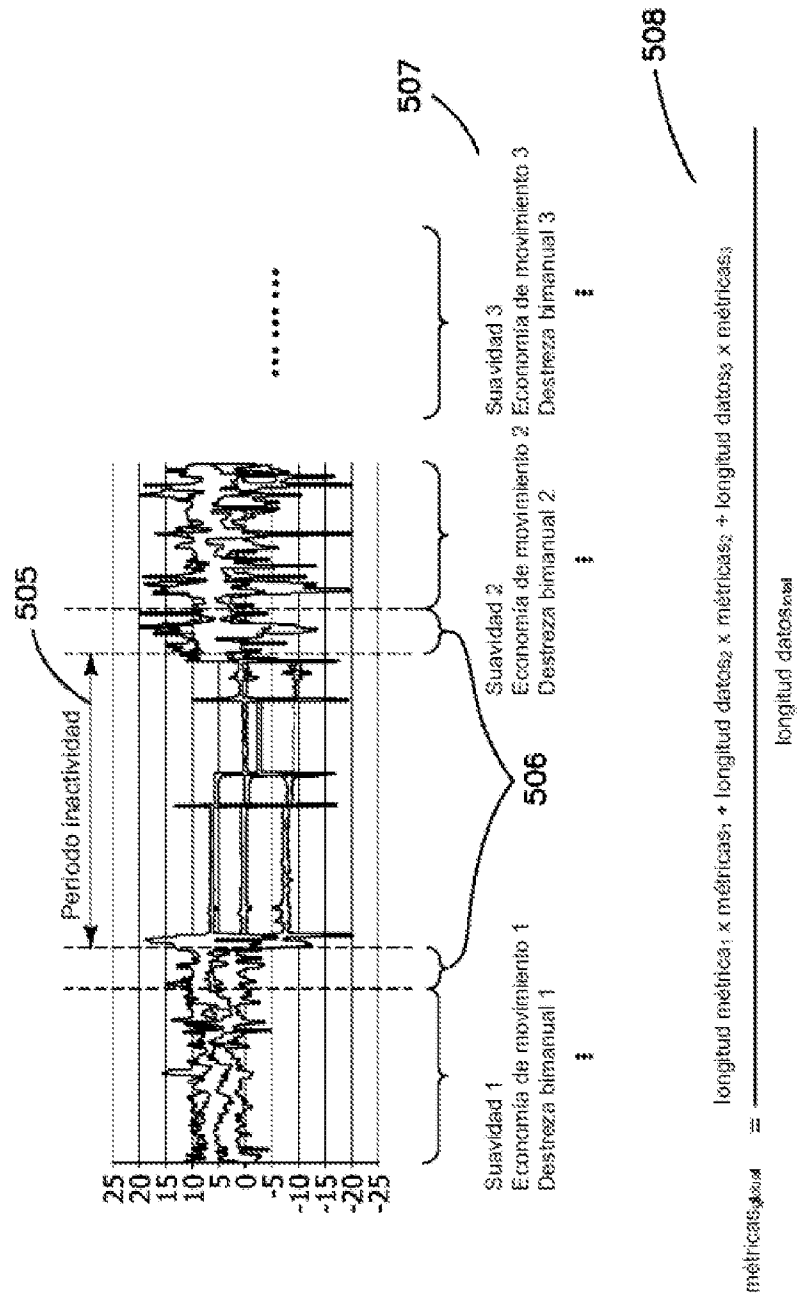


FIG. 38

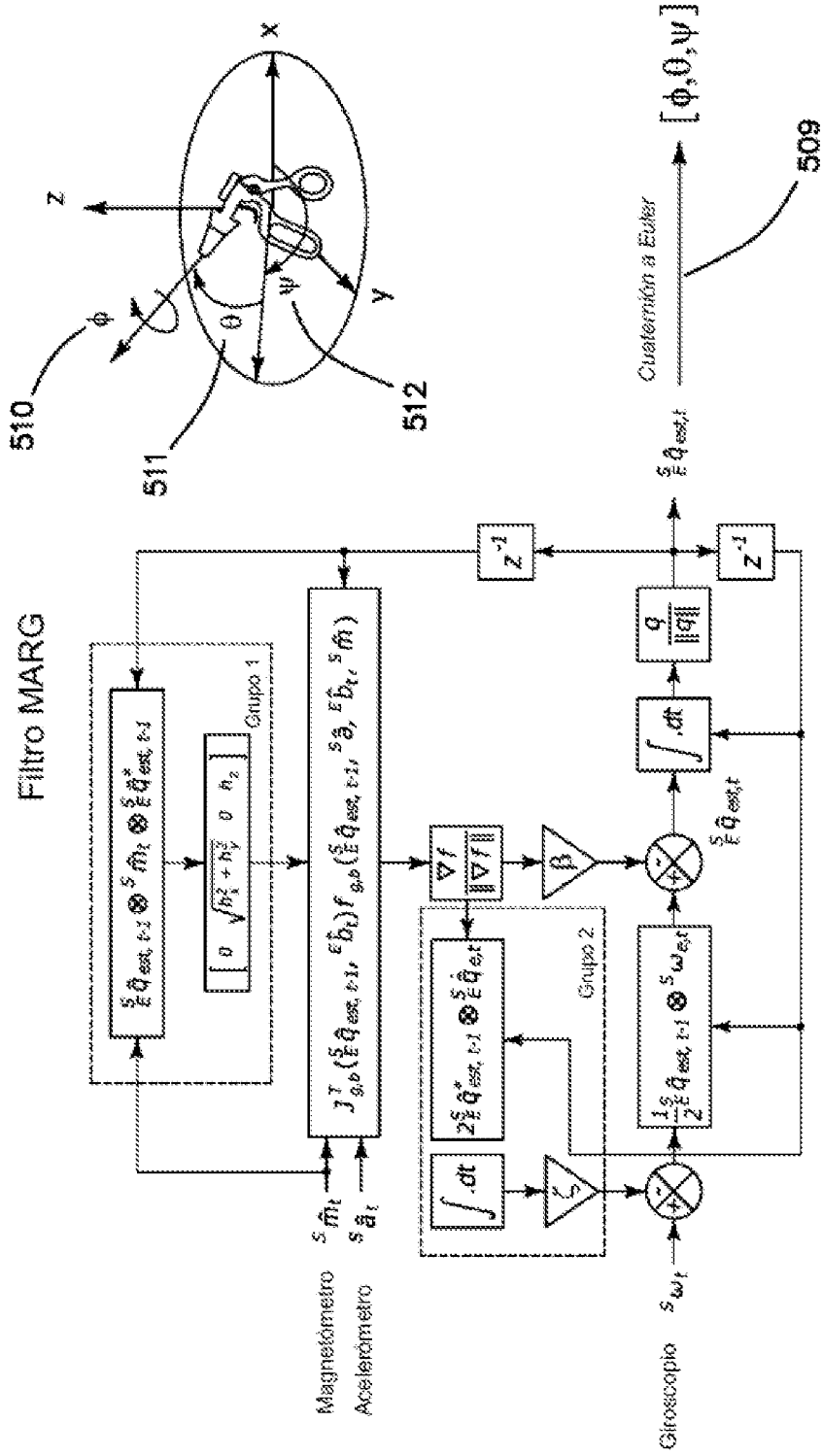


FIG. 39

Suavidad

*Curvatura de curva 2D:*

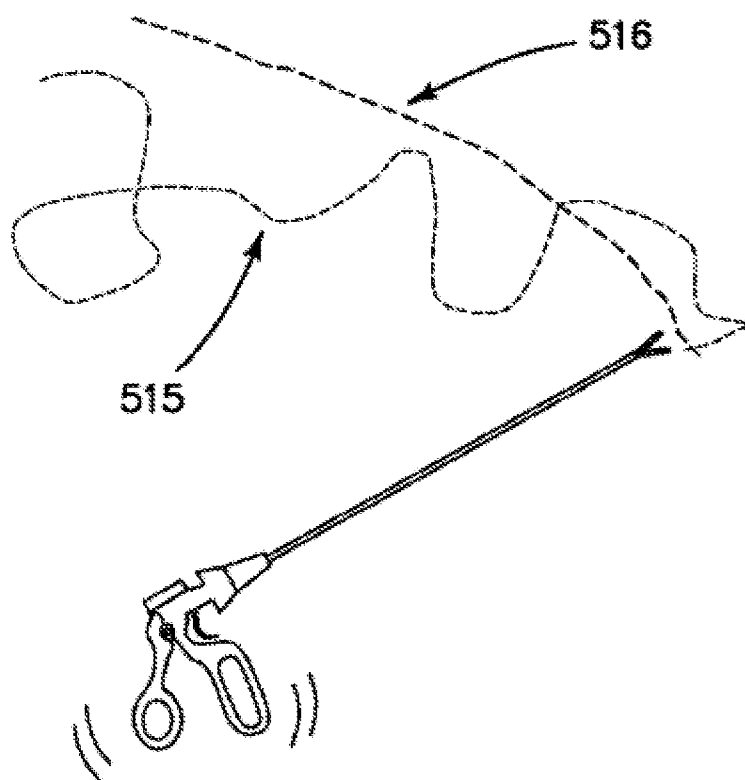
$$K = \frac{|x'y'' - y'x''|}{(x'^2 + y'^2)^{3/2}} \quad 513$$

*Suavidad de curvatura, K:*

$$suavidad = \frac{desvest(dif(K))}{|media(dif(K))|} \quad 514$$

**FIG. 40**

Economía de movimiento



$$\text{Economía de movimiento} = \frac{\text{Long. recorrido experto}}{\text{Long. recorrido usuario}} \quad 517$$

**FIG. 41**

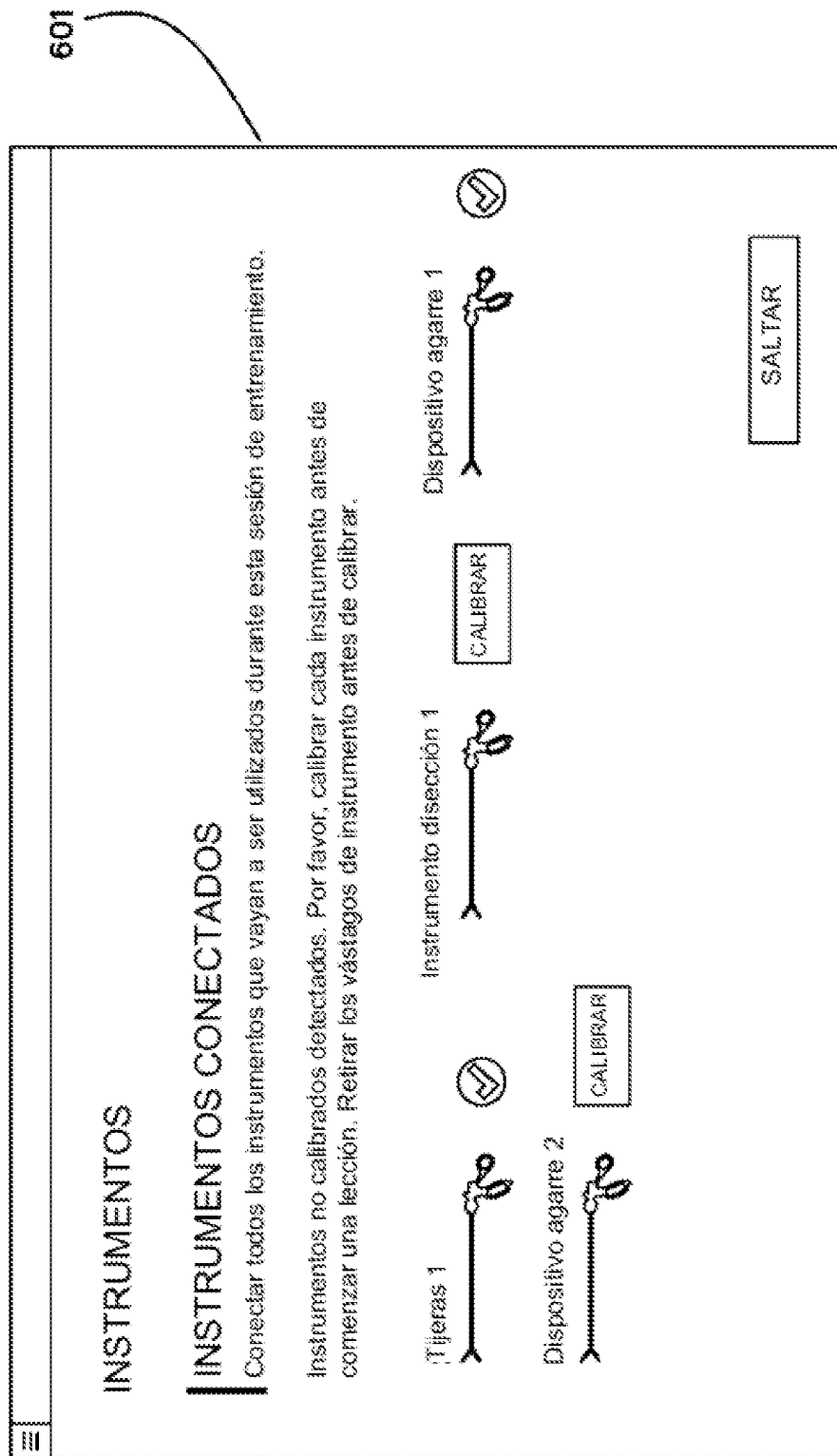
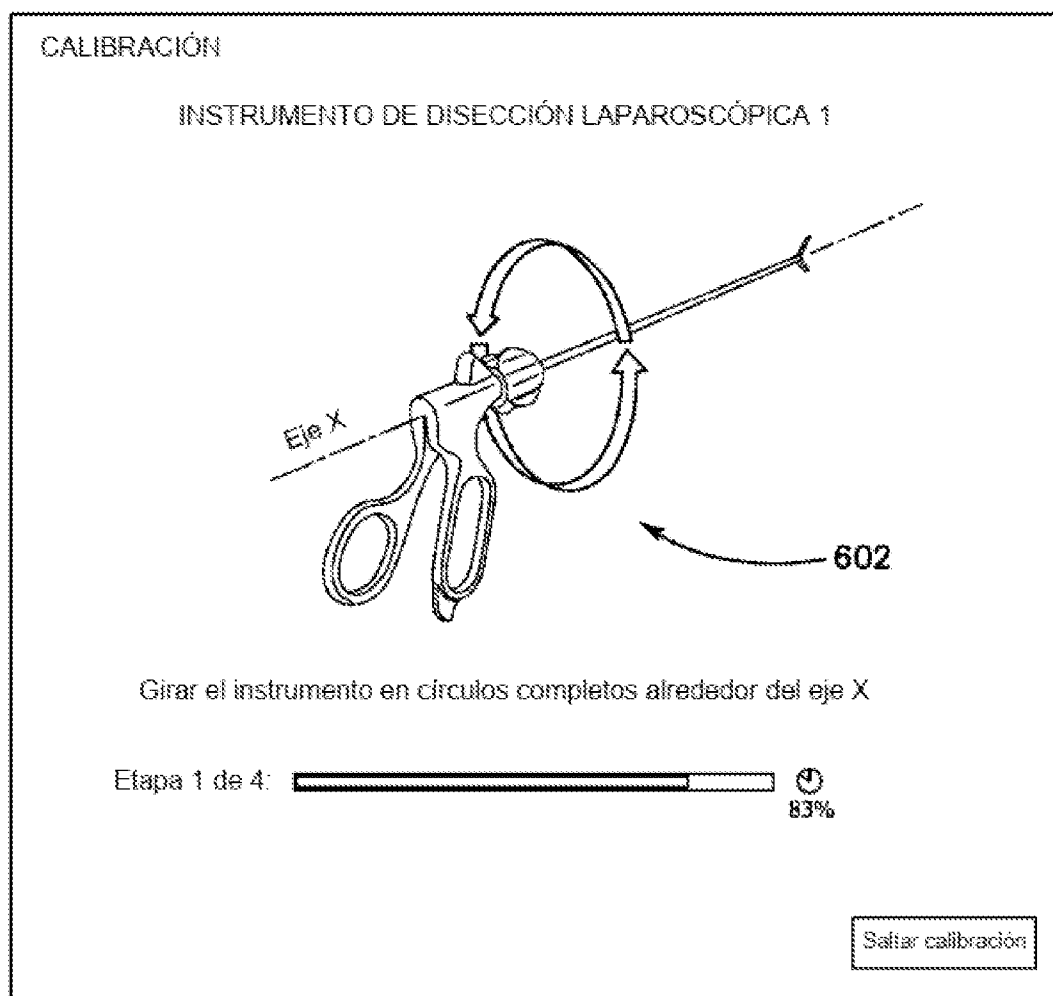
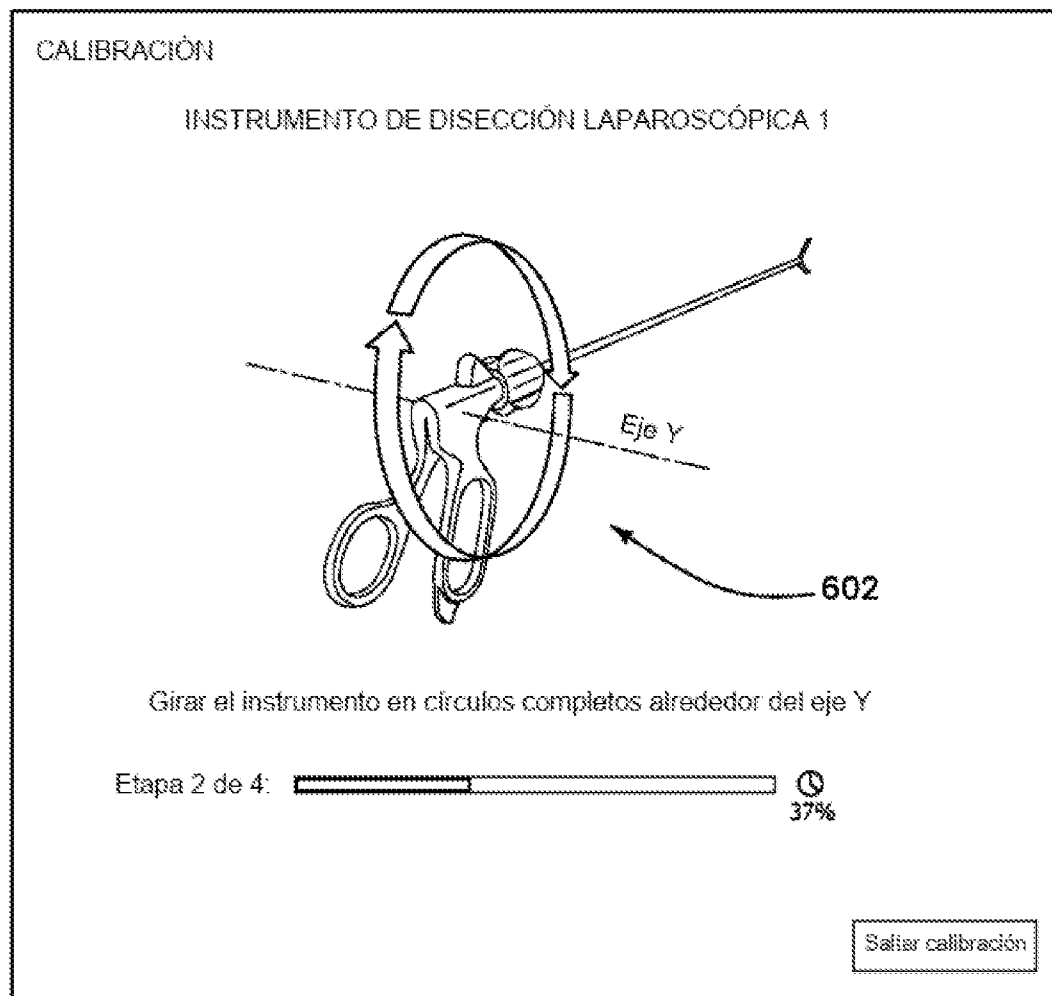


FIG. 42



**FIG. 43A**



**FIG. 43B**



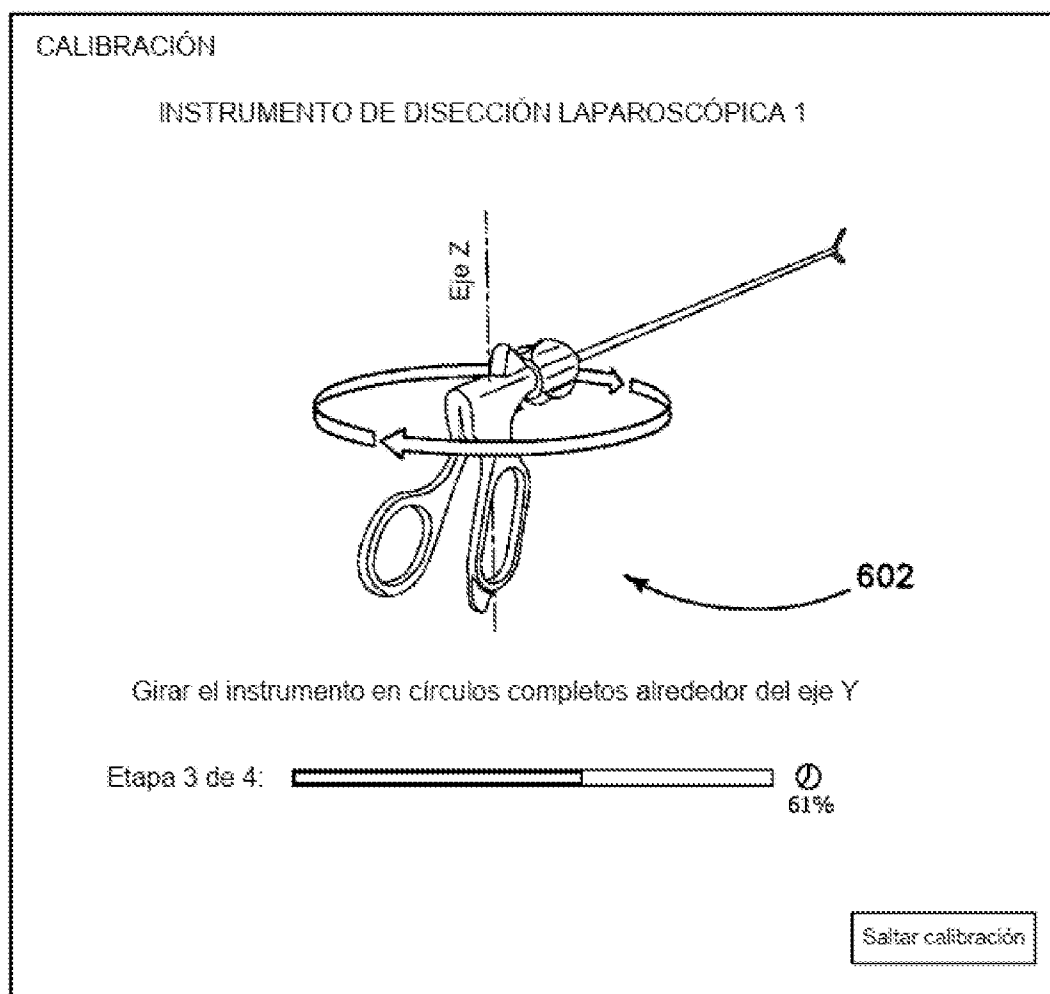
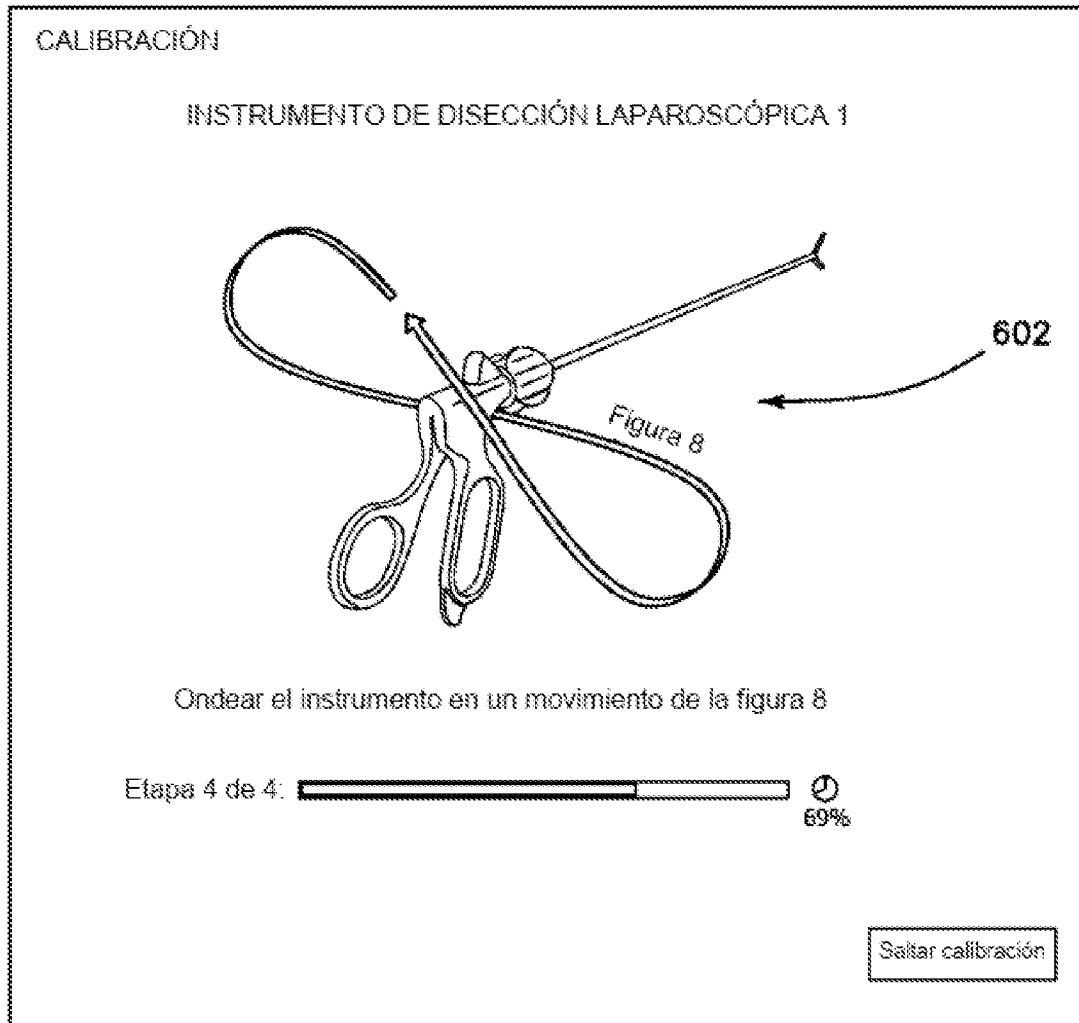


FIG. 43C



**FIG. 43D**

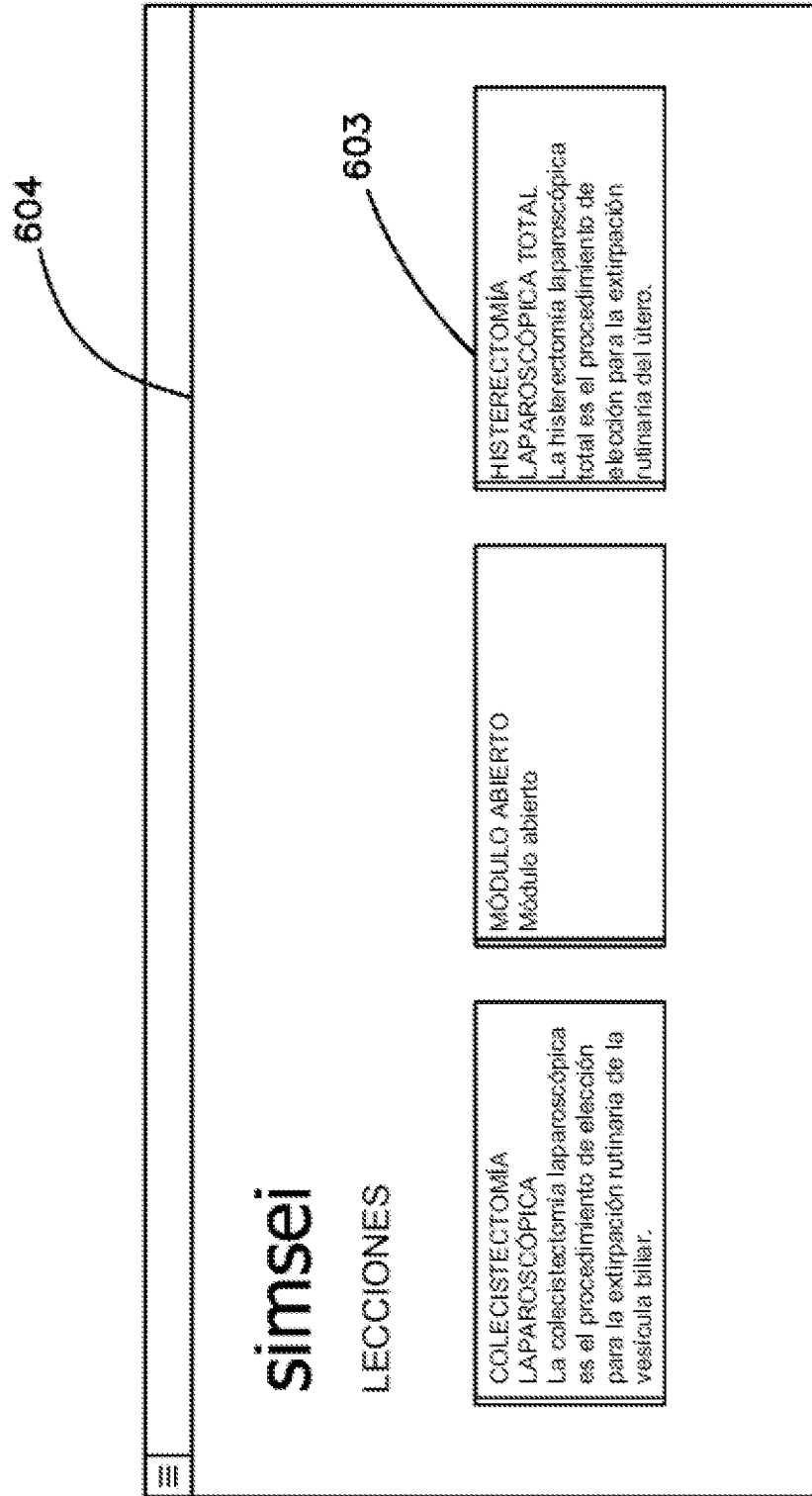


FIG. 44

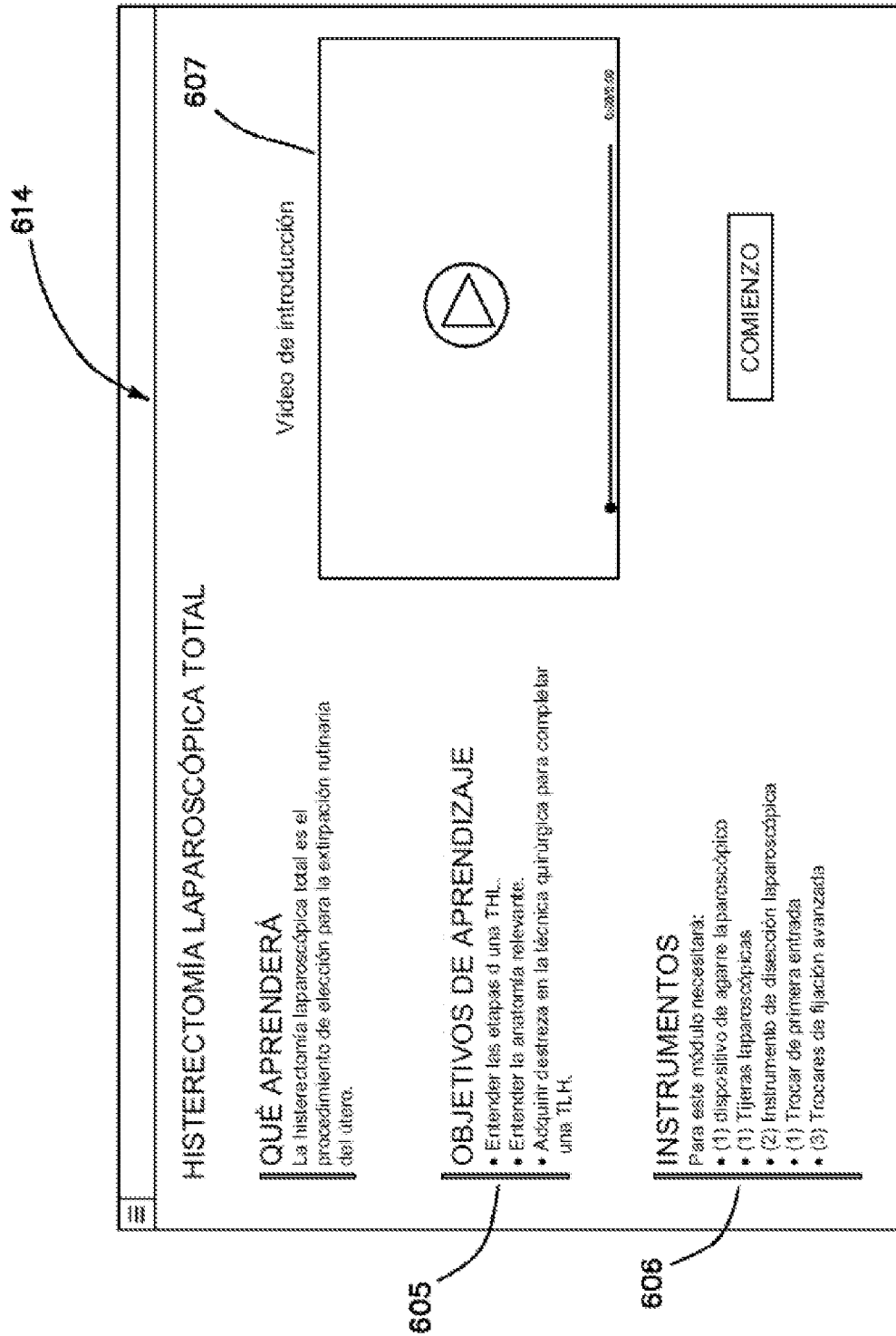


FIG. 45

SIGUIENTE

608

## CUESTIONARIO

### ANTES DE COMENZAR

¿Qué título tiene?

Estudiante	PGY 1-2	PGY 3-5	Becario	Tratante	Otro

¿Cuál ha sido su experiencia en la asistencia y realización de procedimientos laparoscópicos? ¿Número de procedimientos asistidos? 100 ¿realizados? 10

¿Cuántos procedimientos laparoscópicos ha realizado el año pasado, excluyendo asistencias?

Menos de 10	11-20	21-50	51-100	Más de 100

¿Cuál es su mano dominante?

Izquierda	Derecha
Antidestre	Destre

FIG. 46

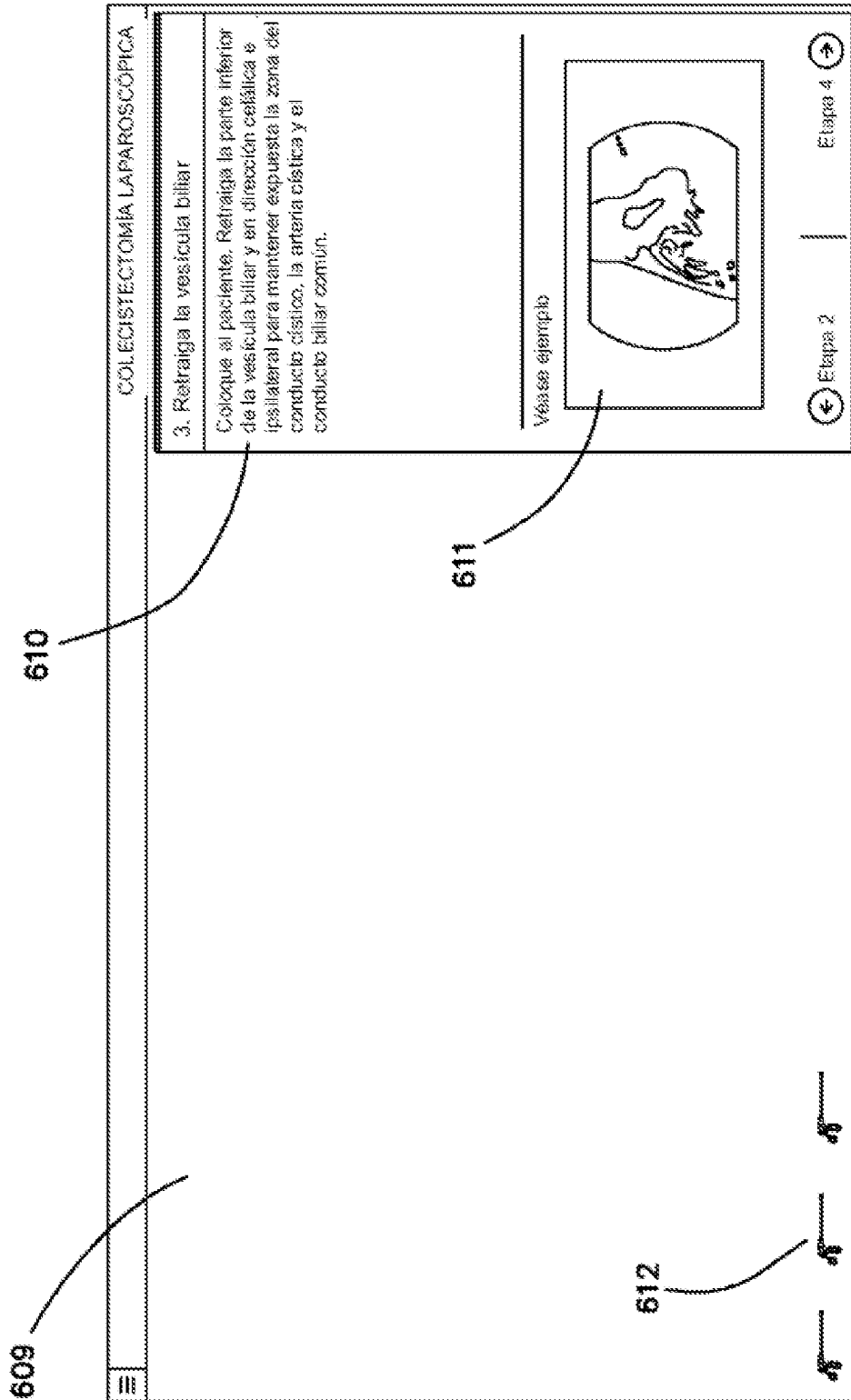


FIG. 47

613

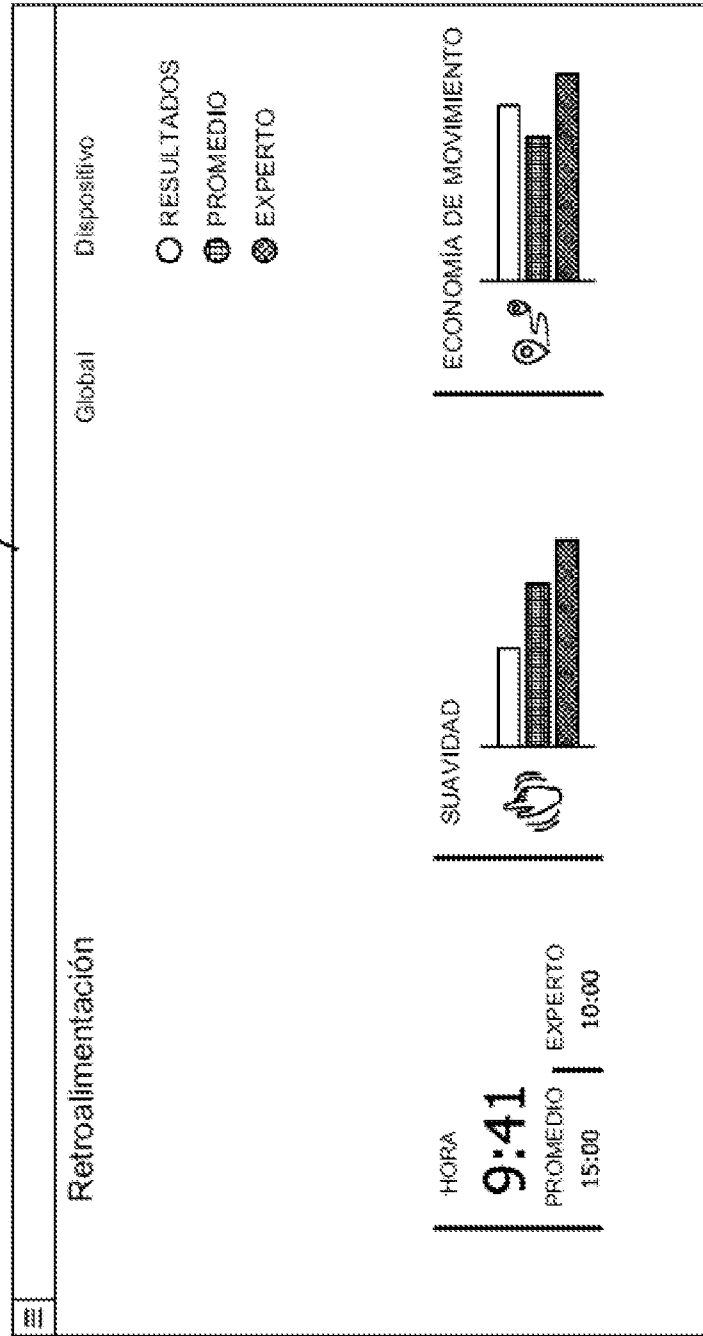
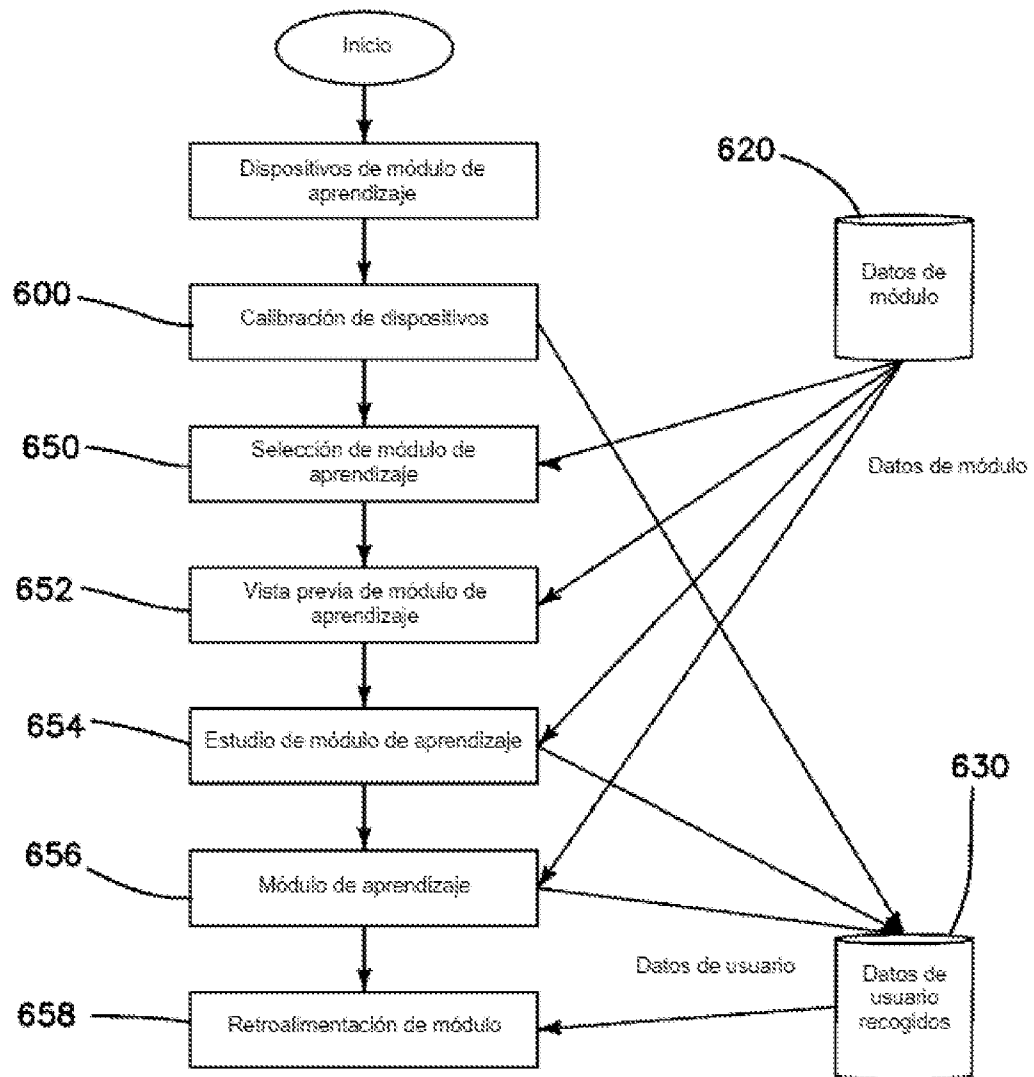


FIG. 48



**FIG. 49**