

19



OFICINA ESPAÑOLA DE  
PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA



11 Número de publicación: **2 718 684**

51 Int. Cl.:

**A61B 18/20** (2006.01)

12

TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA

T3

86 Fecha de presentación y número de la solicitud internacional: **18.09.2014 PCT/IB2014/064638**

87 Fecha y número de publicación internacional: **26.03.2015 WO15040570**

96 Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **18.09.2014 E 14845457 (2)**

97 Fecha y número de publicación de la concesión europea: **30.01.2019 EP 3046496**

54 Título: **Espéculo óptico**

30 Prioridad:  
**18.09.2013 US 201361879263 P**

45 Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:  
**03.07.2019**

73 Titular/es:  
**ILLUMIGYN LTD. (100.0%)  
Communication Center  
90850 Neve Ilan, IL**

72 Inventor/es:  
**GREENSTEIN, LIOR;  
DAVARA, GILAD A.;  
GANON, GAD y  
AVIV, DAVID**

74 Agente/Representante:  
**ISERN JARA, Jorge**

**ES 2 718 684 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**

Espéculo óptico

5 Campo técnico

Las realizaciones se refieren, en general, a un sistema óptico, tal como para su uso como espéculo en una colposcopia, en una histeroscopia diagnóstica y para detectar y/o eliminar células anómalas. En particular, las realizaciones se refieren a un espéculo óptico que comprende un sistema de obtención de imágenes mejorado en el que los distintos elementos ópticos se pueden mover de forma independiente entre sí.

Antecedentes

15 El cáncer de cuello uterino es el segundo tipo de cáncer más común entre las mujeres de todo el mundo: casi 500.000 nuevos casos y más de 270.000 fallecimientos cada año. La colposcopia es un método de diagnóstico médico que se utiliza, junto con un examen citológico (frotis de Papanicolau, es decir, el frotis de Pap), para detectar la neoplasia intraepitelial cervicouterina (NIC) y el cáncer. La colposcopia es un procedimiento de diagnóstico médico para visualizar el cuello uterino y los tejidos de la vagina y la vulva, y es un procedimiento ginecológico habitual que se realiza después de un frotis de Pap con resultados anómalos. Un colposcopio es un microscopio binocular de baja potencia con una fuente de luz, una lente de aumento y un sensor de imágenes para visualizar y revisar las cavidades internas, y puede incluir vídeo.

25 La colposcopia es el método de diagnóstico principal que se utiliza, junto con un examen citológico (frotis de Papanicolau, es decir, el frotis de Pap), para detectar la neoplasia intraepitelial cervicouterina (NIC) y el cáncer. El fin de una exploración colposcópica es identificar y clasificar la gravedad de las lesiones, de modo que, si fuera necesario, pueden obtenerse biopsias que identifiquen las anomalías más graves. Para resaltar la vasculatura, se puede utilizar un filtro verde o una fuente de luz verde, tal como un LED. Durante la exploración, se aplica una solución de ácido acético al 3-5 % en el cuello uterino, haciendo que los epitelios anómalos y metaplásicos se vuelvan blancos. Las lesiones preliminares del cáncer cervicouterino y el cáncer infiltrante presentan determinadas características morfológicas claramente anómalas que se pueden identificar mediante la exploración por colposcopia.

35 Las lesiones preliminares del cáncer cervicouterino y el cáncer infiltrante presentan determinadas características morfológicas claramente anómalas que se pueden identificar mediante la exploración por colposcopia. El fin de esta exploración es identificar y clasificar la gravedad de las lesiones, de modo que, si fuera necesario, pueden obtenerse biopsias que identifiquen las anomalías más graves. Durante la exploración, se aplica una solución de ácido acético al 3-5 % en el cuello uterino, haciendo que los epitelios anómalos y metaplásicos se vuelvan blancos. Para resaltar la vasculatura, se puede utilizar un filtro verde o una fuente de luz verde, tal como un LED.

40 Hoy en día, el procedimiento habitual para una exploración ginecológica cuenta con el uso de un espéculo normal con el que el facultativo lleva a cabo una exploración visual de la cavidad vaginal, sin ningún control de iluminación óptima o aumento óptico adecuado, habiendo así la posibilidad de que no se detecten las células anómalas.

45 La solicitud de patente estadounidense 2011/112408 A1 divulga un sistema para la obtención de imágenes directa, el diagnóstico y la eliminación de las células anómalas en un tejido objetivo, que comprende: un espéculo óptico desechable, un sistema de obtención de imágenes conectado al espéculo y que comprende una pluralidad de elementos ópticos dispuestos para tomar, al menos, una de una sola imagen o de varias imágenes o de un vídeo de las células del interior del tejido objetivo utilizando, al menos, una fuente de campo brillante o de campo oscuro dividida en tramos operados de manera independiente para obtener una pluralidad de conjuntos de datos, y una unidad de análisis y control de las imágenes que se comunica con el sistema de obtención de imágenes, analizando la unidad de análisis y control de las imágenes los conjuntos de datos y aplicando algoritmos en los conjuntos de datos para diagnosticar células anómalas.

Sumario

55 La invención es tal cual se define en las reivindicaciones adjuntas.

60 En una realización, se proporciona un sistema para la obtención de imágenes directa, el diagnóstico y la eliminación (opcional) de las células anómalas en un tejido objetivo, que incluye: un sistema de obtención de imágenes que comprende una pluralidad de elementos ópticos dispuestos para tomar, al menos, uno de una sola imagen o de varias imágenes o de un vídeo de las células del interior del tejido objetivo utilizando, al menos, una fuente de campo brillante o de campo oscuro dividida en tramos operados de manera independiente para obtener una pluralidad de conjuntos de datos, estando dichos elementos ópticos montados de manera deslizante en un riel y conectados de manera mecánica a un mecanismo deslizante que proporciona el movimiento independiente a cada uno de dichos elementos ópticos; y un análisis de las imágenes y una unidad de análisis y control de las imágenes que se comunica con el sistema de obtención de imágenes, analizando la unidad de análisis y control de las imágenes los conjuntos de datos

y aplicando algoritmos en los conjuntos de datos para diagnosticar células anómalas. En algunas realizaciones, el mecanismo deslizando comprende, al menos, un motor.

5 El sistema de obtención de imágenes puede integrar iluminación de campo brillante, iluminación de campo oscuro, luz UV, luz IR, luz RGB, luz blanca y cualquier combinación de estos.

10 El sistema de obtención de imágenes puede incluir tres iluminaciones distintas e independientes: blanca/monocromática/IR, iluminación de campo brillante (BF, por sus siglas en inglés) UV e iluminación de campo oscuro (DF, por sus siglas en inglés) blanca/monocromática para la iluminación difusa y dividida en tramos para que operen de manera independiente, LED UV para fluorescencia, ubicado por detrás de un espejo dicróico, e iluminación multiespectral de campo brillante (BF).

15 El análisis de las imágenes puede integrarse y llevarse a cabo en el interior de dicho sistema de obtención de imágenes, ubicado en la parte exterior de dicho sistema de obtención de imágenes, y con cualquier combinación de estas.

20 El sistema puede ensamblarse sobre y asegurarse mecánicamente en un laparoscopio e histeroscopio. En algunas realizaciones, el sistema comprende además un mecanismo de bloqueo entre el laparoscopio y el sistema de obtención de imágenes para garantizar que se obtienen imágenes sin alteraciones. En algunas realizaciones, dicho laparoscopio integra un elemento guía de colimación de la luz para la iluminación de campo oscuro con una ventana óptica.

25 El sistema de obtención de imágenes puede incluir uno o más sensores de imágenes de alta resolución; uno de los cuales está adaptado para tomar una o más imágenes en un espectro determinado; y, el segundo está adaptado para tomar una o más imágenes para visualizarlas en la vista en directo del facultativo.

Las imágenes pueden transmitirse hacia canales distintos de dicha unidad de análisis y control de las imágenes y mostrarse de manera separada en un monitor.

30 El sistema de obtención de imágenes puede comprender además un módulo de extirpación por láser con un sistema de espejo inclinado en 2D para permitir la extirpación precisa de las células anómalas, en donde dicho módulo de extirpación por láser utiliza dichos conjuntos de datos para eliminar las células anómalas diagnosticadas, y el sistema de obtención de imágenes está diseñado para detener la extirpación cuando se detecta que ya no hay células anómalas en la imagen. En algunas realizaciones, el módulo de extirpación por láser comprende un haz de láser pulsado seleccionado del grupo que consiste en un haz de láser infrarrojo, un haz de láser verde y un haz de láser ultravioleta, siendo guiado dicho haz de láser a través de una fibra de gran potencia hacia dicho tejido objetivo mediante el uso de una lente de imágenes para enfocar dicho haz de pulso con la suficiente energía de pulso y potencia máxima de pulso para eliminar las células anómalas.

40 En una realización, el sistema comprende un espéculo óptico desechable.

El espéculo óptico desechable puede comprender una ventana óptica provista de una capa de material elástico, dispuesta para impedir que la luz lateral entre en dicho sistema de obtención de imágenes.

45 El espéculo óptico desechable puede ser un espéculo de un solo uso.

El espéculo óptico desechable puede comprender medios de succión para extraer fluidos.

50 El espéculo óptico desechable puede comprender medios para impedir que la pared del cuello uterino se hunda.

El espéculo óptico desechable puede comprender medios para proporcionar presión de aire continua o pulsada para impedir que, durante el procedimiento, el vapor y/o el gas y los líquidos puedan obstruir el sistema de obtención de imágenes.

55 En una realización, el sistema de obtención de imágenes puede comprender además una lente de *zoom* que puede implementarse utilizando un motor piezoeléctrico o eléctrico en miniatura.

60 El sistema de obtención de imágenes puede comprender además, al menos, uno de un LED de iluminación automática, semiautomática y manual y un ajuste de diodo láser (DL).

65 El sistema de obtención de imágenes puede comprender un sistema de imágenes de sensor seleccionado del grupo que consiste en sistemas de imágenes de sensor individuales y en sistemas de imágenes de sensor dobles, comprendiendo dicho sistema de imágenes de sensor, al menos, un elemento seleccionado del grupo que consiste en un CMOS de color, CMOS monocromático, CCD de color y CCD monocromático, y un sistema de iluminación basado en uno de un LED o diodo láser (DL). En algunas realizaciones, dicho sistema de iluminación comprende una fuente de luz seleccionada del grupo que consiste en a) una fuente para realizar mediciones de fluorescencia o

autofluorescencia, seleccionada del grupo que consiste en una fuente de LED UV y una fuente multiespectral, b) una fuente infrarroja y c) cualquier combinación de las anteriores.

5 En algunas realizaciones, el sistema de iluminación comprende una fuente de LED blancos/monocromáticos colocada cerca de un diafragma de lente para optimizar la emisión de luz hacia el tejido objetivo con un ángulo mínimo de incidencia, para así optimizar el reflejo desde el tejido utilizando una segunda parte de una lente del objetivo. En algunas realizaciones, dicho sistema de iluminación comprende una fuente de luz que tiene uno de un estroboscopio externo u obturador electrónico de cámara para controlar el tiempo de exposición de la cámara y evitar cualquier saturación en el sistema de imágenes.

10 El sistema de obtención de imágenes puede conseguir una percepción de la profundidad en una imagen obtenida mediante el uso de, al menos, una de una gran profundidad de campo, una característica de *zoom* contiguo para recibir una secuencia de distintas imágenes de la misma posición X, Y en diferentes planos focales, y una iluminación de campo oscuro, aplicada en diferentes ángulos de iluminación mediante el uso de una fuente del sistema de iluminación externo.

15 En una realización, el sistema de obtención de imágenes comprende un aparato de cámara para obtener imágenes de fluorescencia, comprendiendo dicho aparato de cámara una cámara, una lente conectada a dicha cámara, y un espejo dicróico que transmite la luz UV y refleja la luz visible e IR.

20 En otra realización, el sistema de obtención de imágenes comprende un aparato de cámara para obtener imágenes de fluorescencia, comprendiendo dicho aparato de cámara una cámara, una lente conectada a dicha cámara, una fuente de luz UV en campo brillante (BF) y un filtro de paso largo a una longitud de onda de aproximadamente 400 nm.

25 El sistema puede comprender además un detector para detectar la luz lateral generada por un ensamblaje inadecuado del espejo óptico desechable en el sistema de obtención de imágenes.

El detector puede ser una unidad individual o uno de dichos sensores.

30 El sistema se puede utilizar en los procedimientos histeroscópicos.

35 En una realización, se proporciona un sistema para la obtención de imágenes directa, el diagnóstico y la eliminación (opcional) de las células anómalas en un tejido objetivo, que comprende un espejo desechable; comprendiendo un sistema de obtención de imágenes una pluralidad de elementos ópticos dispuestos para tomar, al menos, uno de una sola imagen o de varias imágenes o de un vídeo de las células del interior del tejido objetivo utilizando, al menos, una fuente de campo brillante o de campo oscuro dividida en tramos operados de manera independiente para obtener una pluralidad de conjuntos de datos, estando dichos elementos ópticos montados de manera deslizante en un riel y conectados de manera mecánica a un mecanismo deslizante que proporciona el movimiento independiente a cada uno de dichos elementos ópticos, estando dicho sistema de obtención de imágenes ensamblado sobre y asegurado de manera mecánica a una superficie interior de dicho espejo desechable; y una unidad de análisis y control de las imágenes que se comunica con el sistema de obtención de imágenes, analizando la unidad de análisis y control de las imágenes los conjuntos de datos y aplicando algoritmos en los conjuntos de datos para diagnosticar células anómalas.

45 En algunas realizaciones, el espejo comprende, al menos, un elemento seleccionado de un grupo que consiste en medios para impedir que la pared del cuello uterino se hunda, medios de succión para extraer los fluidos, medios para proporcionar un flujo de gas continuo o pulsado para eliminar cualquier líquido que pueda obstruir el sistema de obtención de imágenes, y cualquier combinación de estos.

50 En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes tiene tres iluminaciones separadas e independientes: blanca/monocromática/UV/RGB, iluminación de campo brillante (BF) IR e iluminación de campo oscuro (DF) blanca/monocromática/RGB para la iluminación difusa y dividida en tramos para que operen de manera independiente, LED UV para fluorescencia, ubicado por detrás de un espejo dicróico, e iluminación multiespectral de campo brillante (BF).

55 En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes incluye uno o más sensores de imágenes de alta resolución, que toman imágenes con distintas longitudes de onda de un campo total del tejido objetivo, en donde las imágenes se transmiten hacia canales distintos de dicha unidad de análisis y control de las imágenes y se muestran de forma separada en un monitor.

60 En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes comprende además un módulo de extirpación por láser con un sistema de espejo inclinado en 2D para permitir la extirpación precisa de las células anómalas, en donde dicho módulo de extirpación por láser utiliza dichos conjuntos de datos para eliminar las células anómalas diagnosticadas, y el sistema de obtención de imágenes está diseñado para detener la extirpación cuando se detecta que ya no hay células anómalas en la imagen.

65

- 5 En algunas realizaciones, el módulo de extirpación por láser comprende un haz de láser pulsado seleccionado del grupo que consiste en un haz de láser infrarrojo, un haz de láser verde y un haz de láser ultravioleta, siendo guiado dicho haz de láser a través de una fibra de gran potencia hacia dicho tejido objetivo mediante el uso de una lente de imágenes para enfocar dicho haz de pulso con la suficiente energía de pulso y potencia máxima de pulso para eliminar las células anómalas.
- 10 En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes comprende además una lente de *zoom* que puede implementarse utilizando un motor piezoeléctrico o eléctrico en miniatura.
- 15 En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes comprende, además, al menos uno de un LED de iluminación automática, semiautomática y manual y un ajuste de diodo láser.
- En algunas realizaciones, la unidad de análisis y control de las imágenes está integrada en el interior de dicho sistema de obtención de imágenes.
- 20 En algunas realizaciones, el sistema se utiliza en procedimientos histeroscópicos.
- En algunas realizaciones, dicho mecanismo deslizante comprende, al menos, un motor. En algunas realizaciones, el espéculo óptico desechable cubre un cabezal óptico y, aun así, permite que haya un canal de trabajo libre para obtener una biopsia de manera manual. En algunas realizaciones, el sistema comprende un espéculo desechable de un solo uso y un sistema de obtención de imágenes de varios usos. En algunas realizaciones, el sistema comprende un mecanismo de bloqueo entre el espéculo óptico desechable y el sistema de obtención de imágenes, para así garantizar la obtención de imágenes sin alteraciones. En algunas realizaciones, el espéculo óptico desechable integra un elemento guía de colimación de la luz para la iluminación de campo oscuro con una ventana óptica. En algunas realizaciones, el espéculo óptico desechable comprende una etiqueta RFID exclusiva para identificar dicho espéculo óptico desechable.
- 25 En una realización, se proporciona un sistema para la obtención de imágenes directa y el diagnóstico de células anómalas en un tejido objetivo, que comprende un laparoscopio; comprendiendo un sistema de obtención de imágenes una pluralidad de elementos ópticos dispuestos para tomar, al menos, uno de una sola imagen o de varias imágenes o de un vídeo de las células del interior del tejido objetivo utilizando, al menos, una fuente de campo brillante o de campo oscuro dividida en tramos operados de manera independiente para obtener una pluralidad de conjuntos de datos, estando dichos elementos ópticos montados de manera deslizante en un riel y conectados de manera mecánica a un mecanismo deslizante que proporciona el movimiento independiente a cada uno de dichos elementos ópticos, estando dicho sistema de obtención de imágenes ensamblado sobre y asegurado de manera mecánica a dicho laparoscopio; y una unidad de análisis y control de las imágenes que se comunica con el sistema de obtención de imágenes, analizando la unidad de análisis y control de las imágenes los conjuntos de datos y aplicando algoritmos en los conjuntos de datos para diagnosticar células anómalas.
- 30 En algunas realizaciones, dicho mecanismo deslizante comprende, al menos, un motor. En algunas realizaciones, el laparoscopio comprende un mecanismo de bloqueo entre el laparoscopio y el sistema de obtención de imágenes para garantizar que se obtienen imágenes sin alteraciones. En algunas realizaciones, dicho laparoscopio integra un elemento guía de colimación de la luz para la iluminación de campo oscuro con una ventana óptica.
- 35 En una realización, se proporciona un método para la obtención de imágenes directa, el diagnóstico y la eliminación de células anómalas en un tejido objetivo, que comprende las etapas de: a) obtener i) un sistema de obtención de imágenes que comprende una pluralidad de elementos ópticos dispuestos para tomar, al menos, uno de una sola imagen o de varias imágenes o de un vídeo de las células del interior del tejido objetivo utilizando, al menos, una fuente de campo brillante o de campo oscuro dividida en tramos operados de manera independiente para obtener una pluralidad de conjuntos de datos, estando dichos elementos ópticos montados de manera deslizante en un riel y conectados de manera mecánica a un mecanismo deslizante que proporciona el movimiento independiente a cada uno de dichos elementos ópticos; ii) una unidad de análisis y control de las imágenes b) hacer que dicha unidad de análisis y control de las imágenes se comuniquen con dicho sistema de obtención de imágenes; y c) analizar los conjuntos de datos y aplicar algoritmos en los conjuntos de datos para diagnosticar células anómalas.
- 40 El método según se define anteriormente se puede utilizar en procedimientos histeroscópicos.
- 45 En el método según se define anteriormente, dicho mecanismo de deslizamiento puede comprender, al menos, un motor.
- 50 En el método según se define anteriormente, el sistema de obtención de imágenes puede tener tres iluminaciones separadas e independientes: blanca/monocromática/IR, iluminación de campo brillante (BF) UV e iluminación de campo oscuro (DF) blanca/monocromática para la iluminación difusa, y puede dividirse en tramos para que operen de manera independiente, LED UV para fluorescencia, ubicado por detrás de un espejo dicróico, e iluminación multispectral de campo brillante (BF).
- 55
- 60
- 65

- 5 En el método según se define anteriormente, el sistema de obtención de imágenes puede incluir uno o más sensores de imágenes de alta resolución, que toman imágenes con distintas longitudes de onda de un campo total del tejido objetivo, en donde las imágenes se transmiten hacia canales distintos de dicha unidad de análisis y control de las imágenes y se muestran de forma separada en un monitor.
- 10 En el método según se define anteriormente, el sistema de obtención de imágenes puede comprender además un módulo de extirpación por láser con un sistema de espejo inclinado en 2D para permitir la extirpación precisa de las células anómalas, en donde dicho módulo de extirpación por láser utiliza dichos conjuntos de datos para eliminar las células anómalas diagnosticadas, y el sistema de obtención de imágenes está diseñado para detener la extirpación cuando se detecta que ya no hay células anómalas en la imagen.
- 15 En el método según se define anteriormente, el módulo de extirpación por láser puede comprender un haz de láser pulsado, seleccionado del grupo que consiste en un haz de láser infrarrojo, un haz de láser verde y un haz de láser ultravioleta, siendo guiado dicho haz de láser a través de una fibra de gran potencia hacia dicho tejido objetivo mediante el uso de una lente de imágenes para enfocar dicho haz de pulso con la suficiente energía de pulso y potencia máxima de pulso para eliminar las células anómalas.
- 20 En el método según se define anteriormente, dicho sistema puede comprender un espejo óptico desechable; en donde además, dicho espejo óptico desechable comprende una ventana óptica provista de una capa de material elástico, dispuesta para impedir que la luz lateral entre en dicho sistema de obtención de imágenes.
- 25 En el método según se define anteriormente, dicho espejo puede comprender, al menos, un elemento seleccionado de un grupo que consiste en medios para impedir que la pared del cuello uterino se hunda, medios de succión para extraer los fluidos, medios para proporcionar un flujo de gas continuo o pulsado para eliminar cualquier líquido que pueda obstruir el sistema de obtención de imágenes, y cualquier combinación de estos.
- 30 En el método según se define anteriormente, dicho sistema de obtención de imágenes puede comprender además una lente de *zoom* que puede implementarse utilizando un motor piezoeléctrico o eléctrico en miniatura.
- 35 En el método según se define anteriormente, el sistema de obtención de imágenes puede comprender, además, al menos uno de un LED de iluminación automática, semiautomática y manual y un ajuste de diodo láser.
- 40 En el método según se define anteriormente, dicho sistema de obtención de imágenes puede comprender un sistema de imágenes de sensor seleccionado del grupo que consiste en sistemas de imágenes de sensor individuales y en sistemas de imágenes de sensor dobles, comprendiendo dicho sistema de imágenes de sensor, al menos, un elemento seleccionado del grupo que consiste en un CMOS de color, CMOS monocromático, CCD de color y CCD monocromático; y un sistema de iluminación basado en uno o más de un LED o diodo láser.
- 45 En el método según se define anteriormente, dicho sistema de iluminación puede comprender: iluminación de campo brillante, fuente de iluminación externa de campo oscuro y una fuente de luz seleccionada del grupo que consiste en a) una fuente para realizar mediciones de fluorescencia o autofluorescencia, seleccionadas del grupo que consiste en una fuente de LED UV y una fuente multiespectral, b) una fuente infrarroja y c) cualquier combinación de los anteriores.
- 50 En el método según se define anteriormente, el sistema de iluminación comprende una fuente de LED blancos/monocromáticos/IR y de fluorescencia UV colocada cerca de un diafragma de lente para optimizar la emisión de luz hacia el tejido objetivo con un ángulo mínimo de incidencia, para así optimizar el reflejo desde el tejido utilizando una segunda parte de una lente del objetivo.
- 55 En el método según se define anteriormente, el sistema de obtención de imágenes puede conseguir una percepción de la profundidad en una imagen obtenida mediante el uso de, al menos, una de una gran profundidad de campo, una característica de *zoom* contiguo para recibir una secuencia de distintas imágenes de la misma posición X, Y en diferentes planos focales, y una iluminación de campo oscuro, aplicada en diferentes ángulos de iluminación mediante el uso de una fuente del sistema de iluminación externo.
- 60 En el método según se define anteriormente, el sistema de obtención de imágenes puede comprender un aparato de cámara para obtener imágenes de fluorescencia, comprendiendo dicho aparato de cámara: una cámara, una lente conectada a dicha cámara y un espejo dicróico que transmite la luz UV y refleja la luz visible e IR.
- 65 En el método según se define anteriormente, dicho sistema de obtención de imágenes comprende un aparato de cámara para obtener imágenes de fluorescencia, comprendiendo dicho aparato de cámara: una cámara, una lente conectada a dicha cámara, una fuente de luz UV en campo brillante (BF) y un filtro de paso largo a una longitud de onda de aproximadamente 400 nm.
- En el método según se define anteriormente, dicho sistema de obtención de imágenes puede comprender una fuente de luz que tiene uno de un estroboscopio externo u obturador electrónico de cámara para controlar el tiempo de exposición de la cámara y evitar cualquier saturación en el sistema de imágenes.

En el método según se define anteriormente, se puede proporcionar un detector para detectar la luz lateral generada por un ensamblaje inadecuado del espejulo óptico desechable en el sistema de obtención de imágenes.

- 5 En el método según se define anteriormente, dicha unidad de análisis y control de las imágenes puede integrarse en el interior de dicho sistema de obtención de imágenes.

Breve descripción de los dibujos

- 10 A continuación, se describirá la invención haciendo referencia a los dibujos, en donde:

la figura 1 presenta una vista ensamblada (figura 1A) y despiezada (figura 1B) del sistema divulgado en este documento, que incluye un área de ejemplo que se ha inspeccionado con el sistema;

- 15 la figura 2 presenta vistas del diseño de una realización de la ventana de cubierta en la parte inferior del espejulo óptico desechable; la figura 2A muestra una vista en sección transversal del diseño de una realización de la ventana de cubierta en la parte inferior del espejulo óptico desechable,

20 y la figura 2B proporciona una vista en primer plano de la lente de ventana delantera mostrada en la figura 2A.

la figura 3 presenta una ilustración esquemática de una realización del sistema de obtención de imágenes;

la figura 4 presenta una vista en sección transversal del sistema de obtención de imágenes de la figura 3;

- 25 la figura 5 presenta un diagrama parcial de trazado de rayos que ilustra la iluminación de campo brillante y de campo oscuro proporcionada por una realización del sistema;

30 las figuras 6A y 6B muestran diseños ópticos y rayos principales de dos realizaciones de un diseño óptico que comprende, al menos, un sensor de imágenes; la figura 6A presenta una ilustración del diseño óptico y de los rayos principales de una realización de un sistema que comprende un solo sensor de imágenes; la figura 6B presenta una ilustración del diseño óptico y de los rayos principales de una realización de un sistema que comprende un sensor de imágenes doble;

- 35 la figura 7 muestra vistas exteriores de una realización de la carcasa de la cámara (figuras 7A y 7B) y cómo la carcasa de la cámara está integrada en el espejulo desechable (figuras 7C y 7D);

40 la figura 8 muestra una realización de un mecanismo de deslizamiento diseñado para permitir el movimiento independiente de los componentes ópticos, que comprende uno y/o dos sensores de imágenes para obtener capacidades de imágenes dinámicas; la figura 8A muestra una vista isométrica de una realización de un tren óptico que comprende un mecanismo de deslizamiento y el diseño de dos sensores de imágenes; la figura 8B muestra una vista en sección transversal de la realización ilustrada en la figura 8A; la figura 8C muestra una vista isométrica de una realización de un tren óptico que comprende un mecanismo de deslizamiento y el diseño de un sensor de imágenes; la figura 8D muestra una vista en sección transversal de la realización ilustrada en la figura 8C; la figura 8E presenta una vista delantera del extremo distal del extremo del sistema óptico, en una realización en la que se utiliza para realizar mediciones de campo brillante y mediciones de fluorescencia; y la figura 8F presenta una vista delantera del extremo distal del extremo del sistema óptico y la iluminación de campo oscuro en el campo de visión (1601) de la realización ilustrada en la figura 8E;

50 la figura 9 presenta la estructura esquemática del sistema divulgado en el presente documento;

la figura 10 ilustra la inicialización del *software* del sistema divulgado en el presente documento;

la figura 11 ilustra un flujo de proceso del algoritmo de toma de imágenes;

- 55 la figura 12 ilustra el proceso del análisis de las imágenes, visualiza áreas sospechosas gracias a los contorneados y al algoritmo de detección;

la figura 13 ilustra una realización de una unidad de análisis y control de imágenes;

- 60 la figura 14 ilustra una realización del espejulo con capacidades de evacuación de fluido y gas (vapor); y

la figura 15 ilustra una realización del espejulo que incluye una membrana para prevenir que las paredes del cuello uterino se hundan.

65

## Descripción detallada

En la siguiente descripción, se describirán diversos aspectos de la invención. Con objetivos explicativos, se exponen detalles específicos para facilitar que se comprenda exhaustivamente la invención. Será evidente para un experto en la materia que hay otras realizaciones de la invención que se diferencian en detalles sin afectar a la naturaleza esencial de esta. Por tanto, la invención no se limita a lo que se ilustra en las figuras y a lo que se describe en la memoria, sino solo a lo que se indica en las reivindicaciones adjuntas, determinándose el alcance apropiado únicamente por la interpretación más amplia de dichas reivindicaciones.

El término sistema "SpeculuView" se refiere, de aquí en adelante, a un aparato que comprende un espéculo óptico desechable y a un sistema de obtención de imágenes que comprende un módulo de tratamiento y una unidad de análisis y control de las imágenes. Así, según una realización, el término "SpeculuView" es un ginoscopio.

El término sistema "ginoscopio" se refiere, de aquí en adelante, a un procedimiento de obtención de imágenes del cuello uterino.

El término "histeroscopia" se refiere, de aquí en adelante, a la revisión de la cavidad uterina mediante endoscopia con acceso a través del cuello uterino. Permite diagnosticar patologías intrauterinas y sirve como método de intervención quirúrgica (histeroscopia operativa).

La colposcopia de alta resolución y bajo coste podría tener un impacto directo en la mejora de la atención sanitaria de las mujeres, reduciendo los costes de exploración y evitando situaciones incómodas. Un dispositivo de obtención de imágenes portátil y de bajo coste también ayudaría al ginecólogo/a en los procedimientos del día a día o al experto colposcopista, y mejoraría la rentabilidad de las pruebas en los países emergentes. Así, desde hace mucho tiempo, sigue siendo una necesidad disponer de un sistema de bajo coste que comprenda un espéculo y un sistema óptico apropiado para realizar colposcopias de alta resolución, aunque aún no se haya conseguido.

El sistema descrito en el presente documento se puede utilizar para la obtención de imágenes en procedimientos de exploración ginecológicos diarios, procedimientos quirúrgicos, colposcopias, laparoscopias o histeroscopias. En algunas realizaciones, este comprende un módulo de tratamiento para extirpar células anómalas (por ejemplo, células cancerosas) en el área explorada (por ejemplo, el cuello uterino).

Uno de los objetivos del sistema SpeculuView es proporcionar un aparato que permita que el usuario lleve a cabo la observación detallada y de alta resolución de objetos ubicados en el interior de un área relativamente amplia (por ejemplo, la cavidad del cuello uterino) y que extirpe de forma precisa las células anómalas (por ejemplo, las células cancerosas del cuello uterino).

Una de las ventajas del sistema SpeculuView es el BF opcional (campo brillante) con un PBS (divisor de haz polarizador) o el BS (divisor de haz) con un polarizador (variable opcional) cerca de la fuente de iluminación y un polarizador cerca del sensor, en vez del BF cerca de del diafragma, o un BS simple permite la opción de polarización cruzada para llevar a cabo la técnica de realce de bordes.

Debería destacarse que el sistema y el método también se pueden utilizar en procedimientos de histeroscopia. En tales procedimientos, el sistema de obtención de imágenes se puede utilizar para llevar a cabo la obtención de imágenes directa, el diagnóstico y el tratamiento en el interior del útero.

En el sistema SpeculuView, se ensambla un espéculo óptico desechable sobre el sistema de obtención de imágenes cada vez que se realiza una exploración. El espéculo desechable crea un entorno limpio para el sistema de obtención de imágenes, impidiendo que se contamine e impidiendo la contaminación cruzada del paciente, el facultativo (por ejemplo, el ginecólogo/a), el enfermero/a auxiliar o de cualquier combinación de personas. A continuación, se hace referencia a la figura 1A, que muestra una vista en sección transversal del ensamble de una realización del sistema SpeculuView, que incluye el área de revisión y que incluye un ejemplo de una posible área de revisión, el cuello uterino. En la figura se muestra una vista en sección transversal 1100 de la parte superior del espéculo óptico desechable, una vista en sección transversal 1200 de la parte inferior del espéculo óptico desechable, una vista en sección transversal 1300 del sistema de obtención de imágenes y una vista en sección transversal 1500 del cuello uterino, como ejemplo no limitante de un área explorada por el sistema. A continuación, se hace referencia a la figura 1B, que muestra una vista despiezada de una realización del espéculo óptico desechable, que muestra la parte superior 1100 y la parte inferior 1200. El diseño del sistema divulgado en el presente documento permite que haya un tiempo reducido entre exploraciones, en comparación con los diseños conocidos en la técnica.

A continuación, se hace referencia a la figura 2A, que muestra una vista en sección transversal 1210 del diseño de una realización de la ventana de cubierta en la parte inferior del espéculo óptico desechable. La figura ilustra el área de la lente de la ventana delantera 1211, broches rompibles 1212 para el sistema de obtención de imágenes y un disparador 1213 de los botones de operación. En la realización del sistema ilustrada en la figura 2B, el sistema de obtención de imágenes está conectado al espéculo a través de broches rompibles 1212 que se rompen después de desconectar el sistema de imágenes óptico del espéculo. El uso de una realización que comprende estos broches

rompibles garantiza que se utilizará un espejo nuevo desechable para cada uso del sistema, pues ya no será posible insertar el sistema de obtención de imágenes en un espejo que ya se haya utilizado una vez.

A continuación, se hace referencia a la figura 2B, que proporciona una vista en primer plano 1211 de la lente de ventana delantera mostrada en la figura 2A. La vista mostrada en la figura 2B incluye una lente de colimación 1222 cilíndrica lineal para una fuente LED de campo oscuro del sistema de obtención de imágenes; una capa elástica 1221 para bloquear la luz lateral que entre en el sistema de obtención de imágenes (por ejemplo, procedente de una iluminación de campo oscuro o de una iluminación de campo brillante); y una fuente LED de iluminación de campo oscuro 1311. En algunas realizaciones, para impedir que la luz lateral entre en el sistema de obtención de imágenes (descrito con detalle más adelante), la ventana del espejo óptico está provista de una capa de material elástico 1221 que crea un acoplamiento afinado entre el espejo óptico y el sistema de obtención de imágenes. La capa de material elástico compensa las pequeñas disparidades de fabricación o ensamble entre los otros componentes ópticos.

El sistema de obtención de imágenes comprende iluminación de campo oscuro y de campo brillante y utiliza una fuente LED. Cualquier LED o diodo láser que pueda generar un espectro de banda estrecha se puede utilizar para la obtención de imágenes hiperespectrales. Como ejemplo no limitante, se puede utilizar una fuente de LED UV (por ejemplo, para mediciones de fluorescencia y/o autofluorescencia). Como segundo ejemplo no limitante, se puede utilizar un diodo láser.

También se puede utilizar un LED de salida de luz visible (una sola longitud de onda o blanca) o IR. La fuente IR se utiliza en realizaciones en las que se desea realizar la detección de profundidad. A continuación, se hace referencia a las figuras 3 y 4, que presentan ilustraciones esquemáticas de una realización del sistema de obtención de imágenes. La figura 3 presenta una vista externa, que muestra el cuerpo 1302 del sistema de obtención de imágenes, los botones de operación 1303 del cabezal de la cámara y la fuente LED de iluminación de campo oscuro 1311. En la figura 4 se muestra una vista interna de esta realización, que muestra la fuente LED de iluminación de campo oscuro 1311, los LED 1312, la fuente LED de iluminación de campo brillante 1313, el área de sensor de imágenes 1315, el espejo dicróico 1708 y dos grupos de componentes ópticos que, juntos, comprenden el sistema de lente del objetivo del sistema de obtención de imágenes, el grupo de lentes delanteras 1340 y el grupo de lentes traseras 1320.

En algunas realizaciones, el grupo 1320 (véase la figura 4) está conectado al sensor de imágenes y a un divisor de haz y/o espejo dicróico, e incluye el tope de diafragma en donde están casi ubicados los componentes de iluminación de campo brillante. En algunas realizaciones, el grupo 1340 (véase la figura 4) incluye un grupo de elementos ópticos junto con la ventana óptica desechable 1211 (véase la figura 2A).

En algunas realizaciones, particularmente en aquellas en las que se realizan las mediciones de fluorescencia o autofluorescencia, el espejo dicróico 1708 (véase la figura 4) está ubicado entre los grupos 1320 y 1340. La fuente de luz de campo brillante está ubicada cerca del espejo dicróico. En algunas realizaciones, la fuente de luz multiespectral, blanca o UV está ubicada en el otro lado del espejo dicróico, a lo largo del eje del objetivo del grupo 1340.

En una realización, el sistema de iluminación comprende una fuente de luz LED UV para el análisis de imágenes de fluorescencia, además de las fuentes de luz blanca de campo brillante y oscuro. En la técnica se sabe perfectamente que las células cancerosas resaltan mucho con este tipo de iluminación. En estas realizaciones, el diseño óptico comprende un espejo dicróico que transmite la luz del LED UV con  $\lambda < 400$  nm y refleja la luz de las otras fuentes de luz con  $\lambda > 440$  nm.

A continuación, se hace referencia a la figura 5, que presenta un diagrama de trazado de rayos de la iluminación proporcionada por una realización del sistema de obtención de imágenes. Superpuestas sobre una vista en sección transversal del sistema (un espejo óptico ensamblado alrededor de un sistema de obtención de imágenes) hay líneas que ilustran los rayos de iluminación de campo oscuro (1601) y de campo brillante (1602).

Las realizaciones del sistema pueden comprender uno o dos diseños de obtención de imágenes: un solo sistema sensor de imágenes, que comprende un CMOS de color o CCD, y un sistema de iluminación basado en diodos LED o láser (LD), o un sistema sensor de imágenes doble que comprende dos CMOS o CCD distintos (en algunas realizaciones, uno de color y uno monocromático), y un sistema de iluminación basado en LED o LD.

A continuación, se hace referencia a las figuras 6A y 6B, que ilustran esquemáticamente dos realizaciones de diseños ópticos para su uso en un cabezal óptico de un sistema de obtención de imágenes para visualizar las cavidades internas (por ejemplo, el cuello uterino). Los ejemplos no limitantes de los usos del sistema de obtención de imágenes incluyen vídeo-laparoscopia, que se puede realizar con el uso de un adaptador óptico especial ensamblado en el sistema de obtención de imágenes, y la detección de células anómalas en un procedimiento de laparoscopia.

A continuación, se hace referencia a la figura 6A, que presenta una ilustración del diseño óptico y de los rayos principales de una realización de un sistema que comprende un solo sensor de imágenes. En la ilustración se muestran el área que se está explorando 1701, los elementos ópticos que comprenden la ventana 1704, un primer elemento de menisco 1705, un elemento bicóncavo 1706, un primer elemento biconvexo 1707, un espejo dicróico 1708, un diafragma 1709, un elemento plano-convexo 1710, un segundo elemento de menisco 1711, un segundo elemento

biconvexo 1712, un divisor de haz 1713, un elemento de enfoque (biconvexo) 1714 y un sensor de imágenes 1315 y los rayos de retorno principales 1702 y marginales 1703.

5 A continuación, se hace referencia a la figura 6B, que presenta una ilustración del diseño óptico y de los rayos principales de una realización de un sistema que comprende un sensor de imágenes doble. En la ilustración se muestra el área que se está explorando 1701, los elementos ópticos que comprenden la ventana 1704, un primer elemento de menisco 1705, un elemento biconcavo 1706, un primer elemento biconvexo 1707, un espejo dicróico 1708, un diafragma 1709, un elemento plano-convexo 1710, un segundo elemento de menisco 1711, un segundo elemento biconvexo 1712, un divisor de haz 1713, un primer elemento de enfoque (biconvexo) 1714a, un primer sensor de imágenes 1315a, un segundo elemento de enfoque (biconvexo) 1714b y un segundo sensor de imágenes 1315b y los rayos de retorno principales 1702 y marginales 1703.

15 A continuación, se hace referencia a las figuras 7A-7D, que presentan ilustraciones esquemáticas de una realización de una carcasa de cámara y su integración en el espejo desechable. La figura 7A muestra una vista trasera de la carcasa de cámara, que ilustra la posición de los botones de operación de la cámara 1303, y la figura 7B muestra una vista delantera de la carcasa de cámara, que ilustra la lente delantera 1340. Las figuras 7C y 7D son unas vistas trasera y delantera, respectivamente, de una realización de un espejo en el que se ha integrado una carcasa de cámara.

20 En algunas realizaciones, el diseño óptico comprende, al menos, un motor, perpendicular al eje del sistema óptico, que mueve al menos un componente óptico en dos o más puntos.

25 En la figura 8 se ilustran algunas realizaciones del sistema divulgado en el presente documento, que comprende un mecanismo de deslizamiento (véanse 8A-8F). Al contrario que las realizaciones mostradas en las figuras 6A y 6B, que tienen una distancia y aumento de trabajo fijos, las realizaciones mostradas en la figura 8 (véanse 8A-8F) proporcionan una distancia y aumento de trabajo variables.

30 A continuación, se hace referencia a la figura 8A, que muestra una vista isométrica de una realización de un tren óptico que comprende un mecanismo de deslizamiento. En la realización mostrada en la figura, el tren óptico está alojado dentro de un espejo desechable. En la realización ilustrada, hay montados tres grupos de lentes móviles (algunos de los cuales comprenden una sola lente) en soportes 3020, 3030, 3040 y 3050. Los soportes están montados de manera deslizante en el riel 3000, que está conectado al espejo. El riel permite el movimiento lineal de los elementos ópticos a la vez que se los mantiene alineados. Se utiliza una rueda dentada 3031 para controlar el diámetro del diafragma. En la realización mostrada, cada uno de los soportes de lente 3020 y 3030 está montado de forma deslizante sobre el riel 3000. En algunas realizaciones del sistema, cada grupo de lente puede moverse de manera independiente con respecto a cada uno de los otros. En algunas realizaciones del sistema, el movimiento de los grupos de lente se acciona manualmente a través de conexiones mecánicas que se desplazan desde los soportes de lente hasta un punto externo a la carcasa (espejo, laparoscopio, etc.). En otras realizaciones del sistema, el movimiento de los grupos de lentes se acciona gracias al motor o motores mencionados anteriormente, cada uno de los cuales está conectado de manera mecánica al soporte o soportes de lente que controla.

45 A continuación, se hace referencia a la figura 8B, que muestra una vista en sección transversal de la realización ilustrada en la figura 7A. En la figura 8B se muestra el área que se está explorando 1801, los elementos ópticos que comprenden la ventana de menisco desechable 1804, la ventana protegida 1805, un primer elemento biconcavo 1806, un espejo dicróico 1807, un divisor de haz de campo brillante 1808, un elemento biconvexo 1809, un elemento planoconvexo 1810, un diafragma 1811, un segundo elemento biconcavo 1812, un elemento de menisco 1813, un elemento de menisco 1815, un elemento biconvexo 1816, un divisor de haz 1817, un primer sensor de imágenes 1315a y un segundo sensor de imágenes 1315b.

50 Debería destacarse que las figuras 8A-8B presentan una ilustración del diseño óptico y de una realización de un sistema que comprende un sensor de imágenes doble, un divisor de haz y una lente.

Las figuras 8A y 8B comprenden además dos grupos estacionarios representados por los números de referencia 3010 y 3050.

55 El número de referencia 3050 representa el sensor de imágenes doble 1315a y 1315b, el elemento biconvexo 1816, el divisor de haz 1817; y el número de referencia 3010 comprende una ventana de menisco desechable 1804, una ventana protegida 1805, un elemento biconcavo 1806, un espejo dicróico 1807 y un divisor de haz de campo brillante 1808.

60 A continuación, se hace referencia a las figuras 8C-8D, que presentan una ilustración del diseño óptico de una realización de un sistema que comprende un solo sensor de imágenes.

65 En las figuras 8C-8D están el área que se está explorando 1801, los elementos ópticos que comprenden la ventana de menisco desechable 1804, la ventana protegida 1805, un primer elemento biconcavo 1806, un espejo dicróico 1807, un divisor de haz de campo brillante 1808, un elemento biconvexo 1809, un elemento planoconvexo 1810, un

diafragma 1811, un segundo elemento bicóncavo 1812, un elemento de menisco 1813, un elemento de menisco 1815, un elemento biconvexo 1816, un divisor de haz 1817 y un sensor de imágenes 1315.

5 Debería señalarse que la figura 8D, que muestra una vista en sección transversal de la realización ilustrada en la figura 8C.

10 Como en la realización ilustrada en las figuras 8A-8B, en la realización ilustrada en las figuras 8C-8D hay montados tres grupos de lentes móviles (algunos de los cuales comprenden una sola lente) en soportes 3020, 3030 y 3040. Los soportes están montados de manera deslizante en el riel 3000, que está conectado al espejo. El riel permite el movimiento lineal de los elementos ópticos a la vez que se los mantiene alineados. Se utiliza una rueda dentada 3031 para controlar el diámetro del diafragma. En la realización mostrada, cada uno de los soportes de lente 3020 y 3030 está montado de forma deslizante sobre el riel 3000. En algunas realizaciones del sistema, cada grupo de lente puede moverse de manera independiente con respecto a cada uno de los otros. En algunas realizaciones del sistema, el movimiento de los grupos de lente se acciona manualmente a través de conexiones mecánicas que se desplazan desde los soportes de lente hasta un punto externo a la carcasa (espejo, laparoscopio, etc.). En otras realizaciones del sistema, el movimiento de los grupos de lentes se acciona gracias al motor o motores mencionados anteriormente, cada uno de los cuales está conectado de manera mecánica al soporte o soportes de lente que controla.

20 A continuación, se hace referencia a la figura 8E, que presenta una vista delantera del extremo distal del extremo del sistema óptico, en una realización en la que se utiliza para mediciones de fluorescencia. Se muestran los LED 1820, el espejo dicroico 1807, el divisor de haz 1808 y los rayos que ilustran la radiación de campo brillante 1603 y fluorescente 1602.

25 A continuación, se hace referencia a la figura 8F, que presenta una vista delantera del extremo distal del extremo del sistema óptico y la iluminación de campo oscuro en el campo de visión. Se muestran los LED de campo brillante 1820, los LED de campo oscuro 1822, el espejo dicroico 1807, el divisor de haz 1808 y los rayos que ilustran la radiación de campo oscuro 1601 en el campo de visión.

30 En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes obtiene imágenes multispectrales o vídeo. En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes comprende un módulo de extirpación por láser integrado para el tratamiento de las células anómalas (por ejemplo, de las células cancerosas en el cuello uterino).

35 Se hace referencia de nuevo a la figura 8E, que presenta una vista delantera del extremo distal del extremo del sistema óptico, en una realización en la que el sistema se utiliza para mediciones de iluminación de campo brillante y fluorescente. Se muestran los LED de campo brillante 1820 y 1821 para fluorescencia, el espejo dicroico 1807, el divisor de haz 1808 y los rayos que ilustran la radiación de campo brillante 1603 y fluorescente 1602. A continuación, se hace referencia a la figura 8F, que presenta una vista delantera del extremo distal del extremo del sistema óptico y la iluminación de campo oscuro en el campo de visión. También se muestran los LED de campo brillante 1820 y 1821, los LED de campo oscuro 1822, el espejo dicroico 1808, el divisor de haz 1808 y los rayos que ilustran la radiación de campo oscuro 1601 en el campo de visión, la radiación de campo brillante 1603 y fluorescente 1602.

45 En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes obtiene imágenes multispectrales o vídeo. En algunas realizaciones, el sistema de obtención de imágenes comprende un módulo de extirpación por láser integrado para el tratamiento de las células anómalas (por ejemplo, de las células cancerosas en el cuello uterino).

En algunas realizaciones, el diseño óptico comprende, al menos, un motor, perpendicular al eje del sistema óptico, que mueve al menos un componente óptico en dos o más puntos.

50 En las figuras 8A-8F se ilustran algunas realizaciones del sistema divulgado en el presente documento, que comprenden un mecanismo de deslizamiento. Al contrario que las realizaciones mostradas en las figuras 6A y 6B, que tienen un aumento fijo, las realizaciones mostradas en las figuras 8A-8F proporcionan una distancia y aumento de trabajo variables.

55 A continuación, se hace referencia a la figura 8A, que muestra una vista isométrica de una realización de un tren óptico que comprende un mecanismo de deslizamiento. En la realización mostrada en la figura, el tren óptico está alojado dentro de un espejo desechable. En la realización ilustrada, hay montados cuatro grupos de lentes (algunos de los cuales comprenden una sola lente) en soportes 3010, 3020, 3030, 3040 y 3050. Los soportes están montados de manera deslizante en el riel 3000, que está conectado al espejo. El riel permite el movimiento lineal de los elementos ópticos a la vez que se los mantiene alineados. Se utiliza una rueda dentada 3031 para controlar el diámetro del diafragma. En la realización mostrada, cada uno de los soportes de lente 3020, 3030 y 3040 está montado de forma deslizante sobre el riel 3000. En algunas realizaciones del sistema, cada grupo de lente puede moverse de manera independiente con respecto a cada uno de los otros. En algunas realizaciones del sistema, el movimiento de los grupos de lente se acciona manualmente a través de conexiones mecánicas que se desplazan desde los soportes de lente hasta un punto externo a la carcasa (espejo, laparoscopio, etc.). En otras realizaciones del sistema, el movimiento de los grupos de lentes se acciona gracias al motor o motores mencionados anteriormente, cada uno de los cuales está conectado de manera mecánica al soporte o soportes de lente que controla.

Puede haber dos posibles opciones de enfoque:

5 Opción 1: Un diseño mecánico de lente fija que requiera un procedimiento de colocación de ubicación óptima. Es el facultativo el que guía el espejo óptico desechable con el cabezal de cámara instalado en frente del área explorada (por ejemplo, el cuello uterino) y activa un proceso de colocación bien afinado. En el procedimiento de colocación de ubicación óptima, la unidad de análisis y control de las imágenes toma continuamente imágenes y produce resultados de enfoque, que recomiendan al facultativo que realice las correcciones de colocación finales (véanse las figuras 1A-1B).

10 Opción 2: Cuando se utiliza un diseño mecánico de lente no fija, un mecanismo de enfoque automático establece una ubicación óptima de la lente. Es el facultativo el que guía el espejo óptico desechable con el cabezal de cámara instalado en frente del área explorada (por ejemplo, el cuello uterino) y activa un proceso de colocación del enfoque bien afinado. En el procedimiento de colocación de ubicación óptima, la unidad de análisis y control de las imágenes toma continuamente imágenes y produce los mejores resultados de enfoque (véanse las figuras 8A-8F).

Para alcanzar la percepción de profundidad, hay tres características principales en este sistema.

20 1) El sistema tiene la opción de una gran profundidad de campo.

2) Utilizando la característica de *zoom* contiguo, el sistema puede recibir una secuencia de distintas imágenes de la misma posición (X, Y) en diferentes planos focales. En este método, puede obtenerse una buena percepción de la profundidad del objeto revisado.

25 3) El sistema aplica iluminación de campo oscuro y de campo brillante, que ilumina en diferentes ángulos, o mediante el uso de un elemento de fuente de iluminación externa, en caso de utilizar el sistema con un adaptador de laparoscopia. Como ejemplo no limitante, el sistema puede diseñarse para dividir y controlar la fuente de iluminación (por ejemplo, dos secciones). Mediante el uso de una sección de la fuente en la primera imagen y de una segunda sección de la fuente en la segunda imagen, el sistema puede proporcionar una percepción de profundidad del objeto revisado.

Hay garantizada una gran resolución en todo el campo para asegurar que se detectan todas las células cancerosas en una imagen.

35 Utilizando estos tres métodos, el sistema puede identificar, por ejemplo, el grosor y la topología de superficie de una célula tumoral.

40 A continuación, se hace referencia a la figura 9, que muestra una estructura esquemática del sistema SpecuView: espejo óptico desechable, módulos del sistema de obtención de imágenes y módulos de unidad de análisis y control de las imágenes.

45 A continuación, se hace referencia a la figura 10, que ilustra el flujo de inicialización de *software* 1900 en una realización del sistema divulgado en el presente documento. El módulo de inicialización de *software* supone la activación de la fuente de iluminación en los límites de trabajo dentro del intervalo dinámico del sistema y el reconocimiento de la luz lateral que indica que el espejo óptico desechable no está adecuadamente montado.

50 En la realización mostrada en la figura 10, la rutina de inicialización del sistema de obtención de imágenes ilustrado en la figura 10 comienza con un procedimiento de autocalibración 1910: se determina la amplificación requerida de la señal de entrada necesaria para proporcionar la mejor imagen para su análisis, y se llevan a cabo otras etapas de calibración de la obtención de imágenes, como la corrección del balance de blancos para impedir la obtención de imágenes con niveles de grises o de color poco realistas. Después, se lleva a cabo una etapa 1920 de detección de ensamblaje incorrecto. En esta etapa, la unidad de análisis y control de las imágenes verifica que el espejo óptico desechable se haya ensamblado y asegurado correctamente. Después, se lleva a cabo un procedimiento de enfoque interactivo manual 1930 según sea necesario.

55 A continuación, se hace referencia a la figura 11, que ilustra un flujo de proceso del algoritmo de toma de imágenes 2000. Se selecciona un tipo de fuente de luz (por ejemplo, UV y/o luz blanca) para obtener las imágenes 2010, se selecciona el modo de luz (continua o flash) para la detección óptima 2020, se selecciona la amplificación de iluminación óptima (es decir, la amplificación de iluminación que produce la obtención de imágenes óptimas) 2030, se determina el tiempo de iluminación óptimo 2040 y se obtiene y analiza una imagen 2050 para determinar si es necesario cualquier cambio para obtener imágenes de forma óptima. Si se determina que son necesarios cambios para la obtención óptima de imágenes, se reinicia el algoritmo de toma de imágenes.

60 A continuación, se hace referencia a la figura 12, que ilustra el proceso del análisis de las imágenes, visualiza áreas sospechosas gracias a los contorneados y al algoritmo de valoración.

5 A continuación, se hace referencia a la figura 13, que ilustra un sistema de obtención de imágenes que está conectado a la unidad de análisis y control de imágenes en algunas realizaciones. La unidad de análisis y control de las imágenes es un paquete de *software* que puede implementarse en un *hardware* de diseño o PC normal con *hardware* personalizado. El sistema de control y análisis se proporciona en la caja 2110 y contiene una unidad óptica de lectura-escritura 2120 (entre los ejemplos no limitantes de las unidades adecuadas se incluyen las unidades de DVD-RW y BluRay). La potencia que va hacia el sistema de análisis y control se controla con un botón de operación de encendido/apagado 2130. El cabezal de la cámara está conectado a la unidad de análisis y control a través de una conexión de datos periférica 2140, y la conexión de datos puede ser una cualquiera de un tipo adecuado conocido en la técnica, como un USB. En la figura también se muestra un conector de cable de obtención de imágenes 2150 y la pantalla visual 2160; en algunas realizaciones, la pantalla visual comprende un monitor táctil LCD.

15 A continuación, se hace referencia a la figura 14, que ilustra el espéculo óptico desechable con un sistema de succión de fluido y gas (y/o vapor) durante un procedimiento ginecológico. El sistema de succión puede colocarse dentro de la lámina inferior del espéculo 1200 y puede incluir un ancho para la succión de fluido 4013 y/u orificios para la succión de gas (vapor) 4102. El sistema de succión también recoge los fluidos en el extremo distal 4104 del espéculo (cerca de la lente óptica) y puede proporcionar presión de aire continua o pulsada para mantener limpia la lente del fluido utilizando un orificio 4105 que crea una presión positiva en la lente óptica desechable para así eliminar los restos de fluido. El sistema de succión puede estar conectado a una bomba de succión, en el extremo del tubo 4101, a través de un tubo flexible.

25 A continuación, se hace referencia a la figura 15, que ilustra un espéculo con una membrana fina que está conectada a ambos lados de las láminas inferior y superior 4202, 4203 del espéculo. Cuando el ginecólogo abre el espéculo, la membrana se estira y crea dos paredes que impiden que las paredes del cuello uterino se hundan.

La unidad de análisis y control de las imágenes ajusta automáticamente la intensidad de cada modo de iluminación de forma independiente (es decir, iluminación blanca (iluminación de campo brillante y/o de campo oscuro), iluminación multiespectral (por ejemplo, UV y/o IR)).

30 Los datos obtenidos del área explorada (por ejemplo, del cuello uterino) con el sistema de obtención de imágenes se analizan mediante la unidad de análisis y control de las imágenes, que proporciona el diagnóstico de los tejidos. En caso de que haya células anómalas, la unidad de análisis y control de las imágenes identifica las regiones sospechosas que deberían ser tratadas (por ejemplo, mediante el uso de un sistema de extirpación de células).

35 El espéculo óptico desechable puede acoplarse a una etiqueta de RFID (identificación de radiofrecuencia) exclusiva. Asignando a cada espéculo un número de serie/lote único, la unidad de análisis y control de las imágenes garantizará el uso de un espéculo óptico desechable nuevo para cada paciente y para cada exploración. El número de la etiqueta, asociado al espéculo óptico desechable, se especificará en el archivo de exploraciones del paciente.

40 La unidad de análisis y control de las imágenes puede analizar las imágenes blancas y/o multiespectrales tomadas mediante el uso de reactivos de reflectancia y autofluorescencia (es decir, agentes de contraste).

45 La unidad de análisis y control de las imágenes se basa en una estructura abierta, modular y basada en características. Los métodos de análisis están diseñados para su uso con uno o más sensores de imágenes, tipos de iluminación blanca y/o multiespectral.

50 En algunas realizaciones, la unidad de análisis y control de las imágenes proporciona métodos basados en algoritmos únicos para eliminar de manera precisa las células anómalas (por ejemplo, identificando sus márgenes). En algunas realizaciones del sistema, la unidad de análisis y control de las imágenes comprende un algoritmo para crear un mapa de contornos, en concreto, de los bordes entre las células sanas y anómalas. En algunas realizaciones, la unidad de análisis y control de las imágenes utiliza métodos de un sistema de control y archivo de imágenes (PACS, por sus siglas en inglés) para archivar y gestionar las imágenes.

55 Se obtienen imágenes de reflectancia y/o fluorescencia de las células anómalas. Opcionalmente, las imágenes de reflectancia y/o fluorescencia pueden obtenerse utilizando un pulso corto de luz para iluminar el tejido que se está explorando. Pueden obtenerse varias imágenes de reflectancia y fluorescencia con la misma configuración de iluminación, o con una distinta.

60 Las células anómalas pueden eliminarse mediante extirpación. El procedimiento de extirpación opera, bien de forma manual, o bien mediante el control manual del conjunto de espejos ajustables, para así enfocar las células anómalas de interés. Al completar la eliminación mediante extirpación, pueden obtenerse imágenes de reflectancia o fluorescencia adicionales para verificar que se haya completado el procedimiento.

65 En realizaciones habituales, el sistema de extirpación por láser comprende un sensor de imágenes, una fibra óptica flexible/sólida, un sistema láser, un conjunto de espejos cerca del cabezal láser y cerca del divisor de haz, que está ubicado cerca de la punta de la fibra, y un sistema óptico que representa localmente el área analizada. En algunas

realizaciones, un filtro de paso largo está ubicado entre las lentes y las fibras para sustraer la luz violeta/UV de la imagen para fluorescencia.

En algunas realizaciones, el sistema de extirpación por láser se ubica en el área de sensores de imágenes 1315.

En realizaciones habituales que incorporan un sistema de extirpación por láser, la extirpación por láser se lleva a cabo haciendo pasar un haz de láser pulsada a través de las ópticas de colimación, un conjunto de espejos, un fibrado, otro espejo, un divisor de haz y segundas ópticas de enfoque. Hay dos lugares opcionales para utilizar un conjunto de espejos ajustable motorizado. En caso de que se utilice un fibrado sólido recto, la ubicación del haz del láser puede ajustarse utilizando los espejos cerca del láser, de otra manera, el espejo de dirección ajustable podría colocarse en frente del divisor de haz, cerca del borde del fibrado, y controlar sus ángulos inclinados de forma remota. Este conjunto de espejos ajustable recibe un conjunto de ángulos/trayectorias como una emisión desde el informe de análisis de imágenes o como un conjunto de puntos del facultativo para manipular manualmente el haz de láser de orientación y así que incida selectivamente sobre ubicaciones deseadas del tejido maligno que debe eliminarse.

Superando las deficiencias de los sistemas de colposcopia de la técnica anterior, el sistema proporciona:

un espéculo óptico desechable con un canal de trabajo para el facultativo;

una pequeña cámara con sistemas de iluminación multiespectral;

iluminación de LED de campo brillante (a través de la lente);

iluminación de LED de campo oscuro con un ángulo de iluminación específico;

una iluminación UV interna ("a través de la iluminación de lente") para detectar las células anómalas mediante fluorescencia o autofluorescencia;

una iluminación IR interna ("a través de la iluminación de lente");

la oportunidad de examinar con la suficiente resolución objetos definidos a una corta distancia protegiendo al máximo al paciente; y

extirpación por láser opcional *in situ* a tiempo real de las células anómalas (por ejemplo, células cancerosas).

El espéculo óptico desechable puede proporcionar un canal de trabajo y un mecanismo de bloqueo ajustable para las láminas superior e inferior del espéculo.

El canal de trabajo se puede utilizar para obtener una muestra de frotis de Pap y para el paso de herramientas de trabajo (por ejemplo, herramientas de biopsia).

Las realizaciones proporcionan de manera separada un espéculo óptico desechable que forma parte de todo el diseño óptico y está ensamblado en el sistema de obtención de imágenes, proporcionando así una protección segura del paciente explorado frente la contaminación cruzada.

Las realizaciones proporcionan un sistema de imágenes de alta resolución que comprende uno o más sensores de imágenes, proporcionando así una imagen de gran intervalo dinámico. La importancia de la información de ese tipo es que se puede utilizar para el cálculo informático, pues una imagen de ese tipo con un gran intervalo dinámico es difícil de visualizar o imprimir.

Las realizaciones pueden proporcionar de manera separada un sistema y métodos que incluyan un algoritmo de detección para el análisis de las células anómalas.

Las realizaciones pueden proporcionar un algoritmo de detección de las células anómalas diseñado específicamente para el cuello uterino.

El sistema óptico puede comprender un diseño de un sistema de lente de *zoom* óptico a lo largo del eje óptico, o un diseño de *zoom* individual (por ejemplo, un diseño de dispositivo deslizante).

El sistema de obtención de imágenes puede incluir un elemento electro-óptico que funcione como un sistema integrado para el tratamiento y procesamiento de imágenes multiespectrales. El sistema de obtención de imágenes se fija al espéculo óptico desechable con un cierre mecánico asegurado de manera liberable.

Las realizaciones proporcionan un sistema y los métodos para la obtención de imágenes de alta resolución del área explorada (por ejemplo, del cuello uterino). El sistema proporciona el análisis de las imágenes para visualizar anomalías en los tejidos.

Las realizaciones se pueden utilizar como análisis de las imágenes para visualizar anomalías en los tejidos, tales como la neoplasia intraepitelial cervicouterina (NIC) y el cáncer infiltrante.

- 5 La unidad de control y análisis del sistema proporciona una imagen a tiempo real o un vídeo en directo que se obtiene a partir del área explorada (por ejemplo, el cuello uterino). Proporciona el diagnóstico de tejidos y puede proporcionar la capacidad de extirpar, de manera precisa, las células cancerosas anómalas. Las imágenes o el vídeo en directo y los resultados del análisis se muestran tanto al facultativo como al paciente.
- 10 El sistema de obtención de imágenes obtiene imágenes a color y/o monocromáticas. Los datos obtenidos del área examinada se analizan en la unidad de análisis y control de las imágenes. La unidad de análisis y control de las imágenes emite una representación gráfica de las regiones sospechosas y clasifica el tejido detectado.
- 15 El sistema de obtención de imágenes puede obtener imágenes a color y/o monocromáticas del cuello uterino.
- Hay dos modos de captura de imágenes principales. El modo manual, que requiere que el facultativo controle los parámetros de iluminación antes de obtener la imagen y enviarla para su análisis final. El modo automático, que no requiere ninguna intervención por parte del facultativo con respecto a la configuración de iluminación. Tal y como se ha descrito con detalle anteriormente, el algoritmo para configurar los parámetros de toma de imágenes óptimos
- 20 obtiene continuamente imágenes mientras cambia los valores del tipo de iluminación, modo, intensidad y tiempo de exposición, para así crear una imagen óptima que analizar.
- 25 Un análisis numérico de obtención de imágenes de autofluorescencia del tejido patológico detecta un área cancerosa en una imagen determinada. El análisis numérico de la obtención de imágenes de autofluorescencia incluye un algoritmo de tejido patológico que utiliza las características especiales de la fuente de luz ultravioleta reflejada. El análisis numérico para la obtención de imágenes de autofluorescencia del tejido patológico detecta e interpreta las regiones sospechosas en una imagen determinada, y emite una valoración de la lesión anatomopatológica de la región.
- 30 Como se ha mencionado anteriormente, las realizaciones también se pueden utilizar en procedimientos histeroscópicos. En tales procedimientos, el sistema de obtención de imágenes se puede utilizar para llevar a cabo la obtención de imágenes directa, el diagnóstico y el tratamiento en el interior del útero. En tales realizaciones, el sistema se ensambla sobre y se asegura mecánicamente a un histeroscopio.
- 35 Aunque anteriormente se han descrito las realizaciones de ejemplo, no se pretende que estas realizaciones describan todas las formas posibles de la invención. En su lugar, las palabras utilizadas en la memoria descriptiva son palabras descriptivas en lugar de limitantes, y se entiende que pueden realizarse diversos cambios sin alejarse del alcance de la invención. Adicionalmente, las características de las diversas realizaciones de implementación se pueden combinar para conformar realizaciones adicionales de la invención.

**REIVINDICACIONES**

1. Un sistema para la obtención de imágenes directa, diagnóstico y eliminación de células anómalas en un tejido objetivo, que comprende:

5 un espejo óptico desechable (1100, 1200) que tiene un riel (3000);  
 un sistema de obtención de imágenes (1300) conectado de forma extraíble al espejo (1100, 1200) y que comprende una pluralidad de elementos ópticos (3020, 3030, 3040) dispuestos para tomar, al menos, uno de una sola imagen o de varias imágenes o de un vídeo de las células del interior del tejido objetivo mediante el uso de,  
 10 al menos, una de una fuente de campo brillante o campo oscuro dividida en tramos que operan de manera independiente, para obtener una pluralidad de conjuntos de datos, estando montados dichos elementos ópticos (3020, 3030, 3040) de manera deslizante en el riel (3000) y conectados de manera mecánica a un mecanismo de deslizamiento que proporciona el movimiento independiente de cada uno de dichos elementos ópticos (3020, 3030, 3040), incluyendo el sistema de obtención de imágenes (1300) un diafragma de lente (1811), adyacente a los  
 15 elementos ópticos (3020, 3030, 3040) y una rueda dentada (3031) para controlar un diámetro del diafragma de lente (1811) para proporcionar tanto la distancia como el aumento de trabajo variables;  
 y una unidad de análisis y control de las imágenes (2110) que se comunica con el sistema de obtención de imágenes (1300), analizando la unidad de análisis y control de las imágenes (2110) los conjuntos de datos y aplicando algoritmos a los conjuntos de datos para diagnosticar células anómalas.

2. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho mecanismo de deslizamiento comprende, al menos, un motor.

3. El sistema según la reivindicación 1, en donde el sistema de obtención de imágenes (1300) tiene tres iluminaciones separadas e independientes: blanca/monocromática/IR, iluminación de campo brillante (BF) UV e iluminación de  
 25 campo oscuro (DF) blanca/monocromática para la iluminación difusa, y divididas en tramos para que operen de manera independiente, estando el LED UV para fluorescencia ubicado por detrás de un espejo dicróico (1807), e iluminación multiespectral de campo brillante (BF).

4. El sistema según la reivindicación 1, en donde el sistema de obtención de imágenes (1300) incluye uno o más  
 30 sensores de imágenes (1315a, 1315b), que toman imágenes con distintas longitudes de onda de un campo total del tejido objetivo, en donde las imágenes se transmiten hacia canales distintos de dicha unidad de análisis y control de las imágenes (2110) y se muestran de forma separada en un monitor (2160).

5. El sistema según la reivindicación 1, en donde el sistema de obtención de imágenes (1300) comprende, además,  
 35 un módulo de extirpación por láser con un sistema de espejo inclinado en 2D para permitir la extirpación precisa de las células anómalas, en donde dicho módulo de extirpación por láser utiliza dichos conjuntos de datos para eliminar las células anómalas diagnosticadas, y el sistema de obtención de imágenes (1300) está diseñado para detener la extirpación cuando se detecta que ya no hay células anómalas en la imagen.

6. El sistema según la reivindicación 5, en donde el módulo de extirpación por láser comprende un haz de láser pulsado, seleccionado del grupo que consiste en un haz de láser infrarrojo, un haz de láser verde y un haz de láser ultravioleta, siendo guiado dicho haz de láser a través de una fibra de gran potencia hacia dicho tejido objetivo mediante el uso de una lente de imágenes para enfocar dicho haz de pulso y eliminar las células anómalas.

7. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho espejo óptico desechable (1100, 1200) comprende una  
 45 ventana óptica (1211) provista de una capa de material elástico (1221), dispuesta para impedir que la luz lateral entre en dicho sistema de obtención de imágenes (1300).

8. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho espejo (1100, 1200) comprende un sistema de succión  
 50 (4103, 4104) para eliminar cualquier líquido que pueda obstruir el sistema de obtención de imágenes (1300).

9. El sistema según la reivindicación 8, en donde el sistema de succión (4103, 4104) proporciona presión de aire para eliminar el fluido y que no obstruya el sistema de obtención de imágenes (1300).

10. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho espejo (1100, 1200) incluye láminas superior e inferior con una membrana (4202, 4203) conectada entremedias para impedir que las paredes del cuello uterino se hundan.

11. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho sistema de obtención de imágenes (1300) comprende además una lente de *zoom* que puede implementarse utilizando un motor piezoeléctrico o eléctrico en miniatura.

12. El sistema según la reivindicación 1, en donde el sistema de obtención de imágenes (1300) comprende, además,  
 60 al menos uno de un LED de iluminación automática, semiautomática y manual y un ajuste de diodo láser.

13. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho sistema de obtención de imágenes (1300) comprende:

65

un sistema de imágenes de sensor seleccionado del grupo que consiste en sistemas de imágenes de sensor individuales y en sistemas de imágenes de sensor dobles, comprendiendo dicho sistema de imágenes de sensor, al menos, un elemento seleccionado del grupo que consiste en un CMOS de color, CMOS monocromático, CCD de color y CCD monocromático, y un sistema de iluminación basado en uno o más de un LED o diodo láser.

- 5
14. El sistema según la reivindicación 13, en donde dicho sistema de iluminación comprende:
- iluminación de campo oscuro;  
iluminación de fuente externa de campo oscuro; y
- 10 una fuente de luz seleccionada del grupo que consiste en a) una fuente para realizar mediciones de fluorescencia o autofluorescencia, seleccionada del grupo que consiste en una fuente de LED UV y una fuente multiespectral, b) una fuente infrarroja y c) cualquier combinación de las anteriores.
- 15 15. El sistema según la reivindicación 13, en donde el sistema de iluminación comprende una fuente de LED blancos/monocromáticos/IR y UV colocada cerca del diafragma de lente (1811) para optimizar la emisión de luz hacia el tejido objetivo con un ángulo mínimo de incidencia, para así optimizar el reflejo desde el tejido utilizando una segunda parte de una lente del objetivo.
- 20 16. El sistema según la reivindicación 1, en donde el sistema de obtención de imágenes (1300) consigue una percepción de la profundidad en una imagen obtenida mediante el uso de, al menos, una de una gran profundidad de campo, una característica de *zoom* contiguo para recibir una secuencia de distintas imágenes de la misma posición X, Y en diferentes planos focales, y una iluminación de campo oscuro, aplicada en diferentes ángulos de iluminación mediante el uso de una fuente del sistema de iluminación externo.
- 25 17. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho sistema de obtención de imágenes (1300) comprende un aparato de cámara para obtener imágenes de fluorescencia, comprendiendo dicho aparato de cámara:
- una cámara;  
una lente conectada a dicha cámara;
- 30 y un espejo dicróico que transmite la luz UV y refleja la luz visible e IR.
18. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho sistema de obtención de imágenes (1300) comprende un aparato de cámara para obtener imágenes de fluorescencia, comprendiendo dicho aparato de cámara:
- 35 una cámara;  
una lente conectada a dicha cámara;  
una fuente de UV en el campo brillante (BF), y un filtro de paso largo a una longitud de onda de aproximadamente 400 nm.
- 40 19. El sistema según la reivindicación 17, en donde dicho sistema de obtención de imágenes (1300) comprende una fuente de luz, que tiene uno de un estroboscopio externo u obturador electrónico de cámara para controlar el tiempo de exposición de la cámara y evitar cualquier saturación en el sistema de imágenes.
- 45 20. El sistema según la reivindicación 1, que comprende además un detector para detectar la luz lateral generada por un ensamblaje inadecuado del espejo óptico desechable en el sistema de obtención de imágenes.
21. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicha unidad de análisis y control de imágenes (2110) está integrada en dicho sistema de obtención de imágenes (1300).
- 50 22. El sistema según la reivindicación 1, utilizado en procedimientos de histeroscopia.
23. El sistema según la reivindicación 1, en donde el espejo óptico desechable (1100, 1200) cubre un cabezal óptico y, aun así, permite que haya un canal de trabajo libre para obtener una biopsia manual.
- 55 24. El sistema según la reivindicación 1, en donde el espejo óptico desechable (1100, 1200) es de un solo uso y el sistema de obtención de imágenes (1300) es de varios usos.
- 60 25. El sistema según la reivindicación 1, que comprende además un mecanismo de bloqueo entre el espejo óptico desechable (1100, 1200) y el sistema de obtención de imágenes (1300) para garantizar la obtención de imágenes sin alteraciones.
26. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho espejo óptico desechable integra un elemento guía de colimación de la luz para la iluminación de campo oscuro con una ventana óptica (1211).
- 65 27. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho espejo óptico desechable (1100, 1200) comprende una etiqueta RFID exclusiva para identificar dicho espejo óptico desechable (1100, 1200).

28. El sistema según la reivindicación 1, en donde dicho sistema de obtención de imágenes (1300) está ensamblado sobre y asegurado de forma mecánica a un laparoscopio.

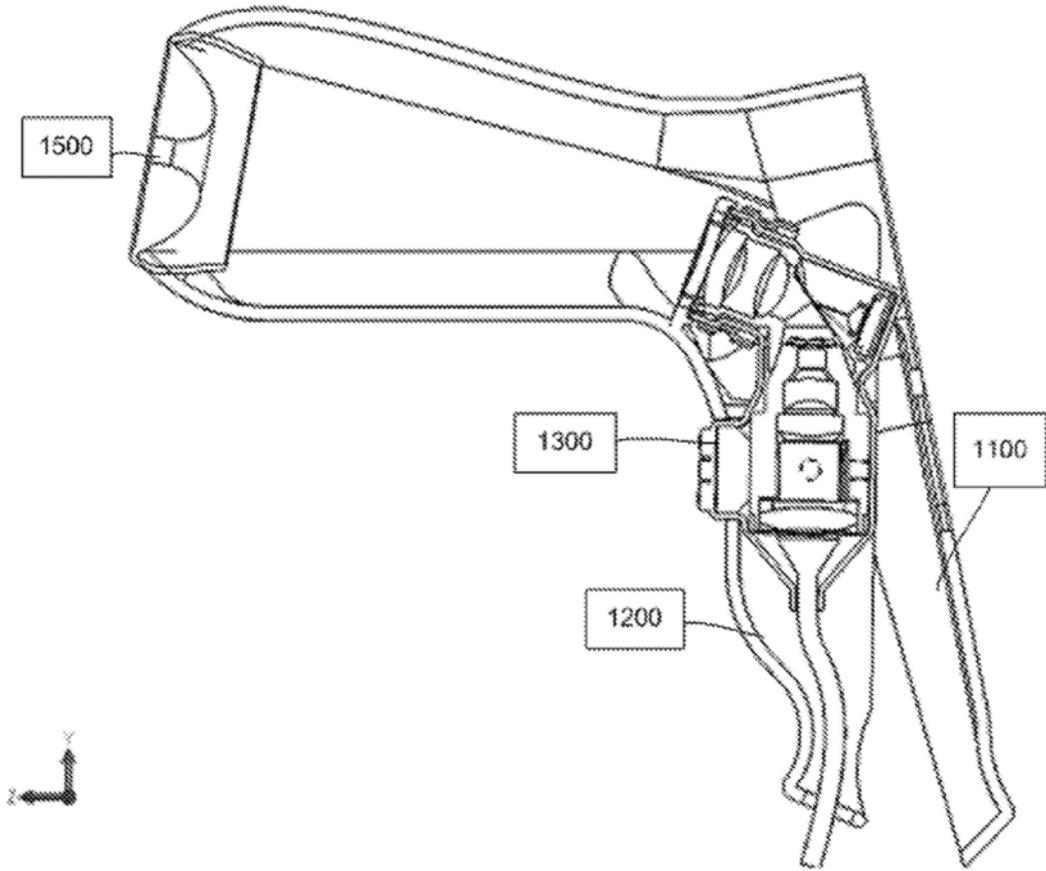


FIG. 1A

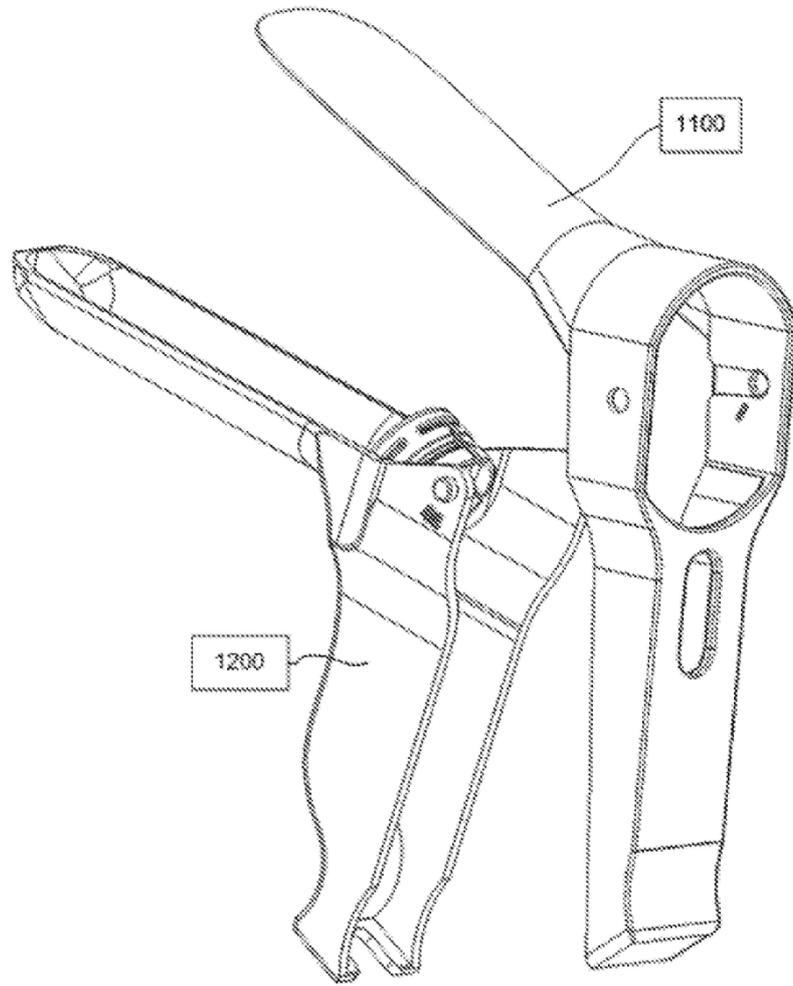


FIG. 1B

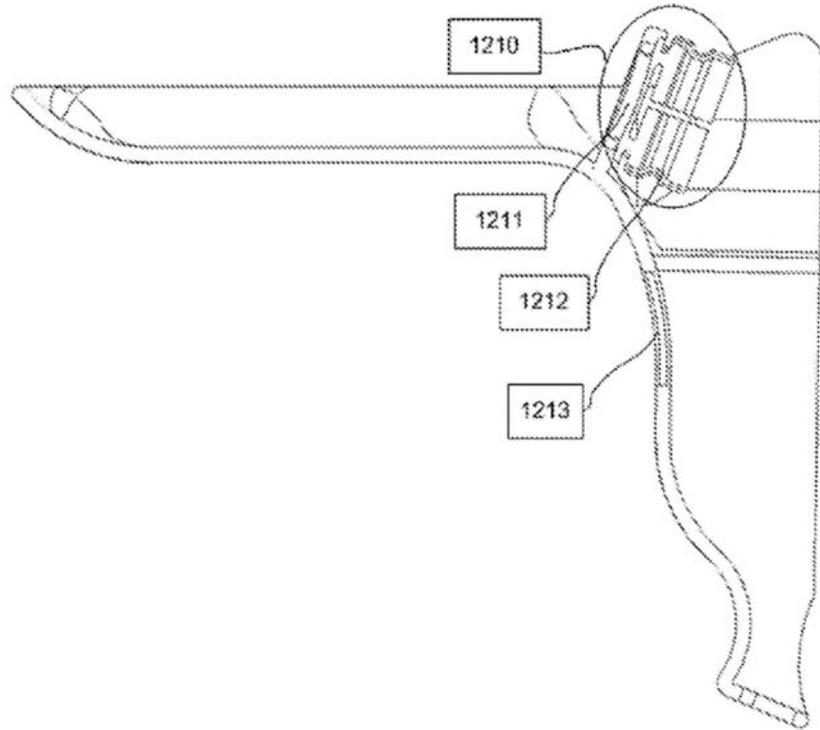


FIG. 2A

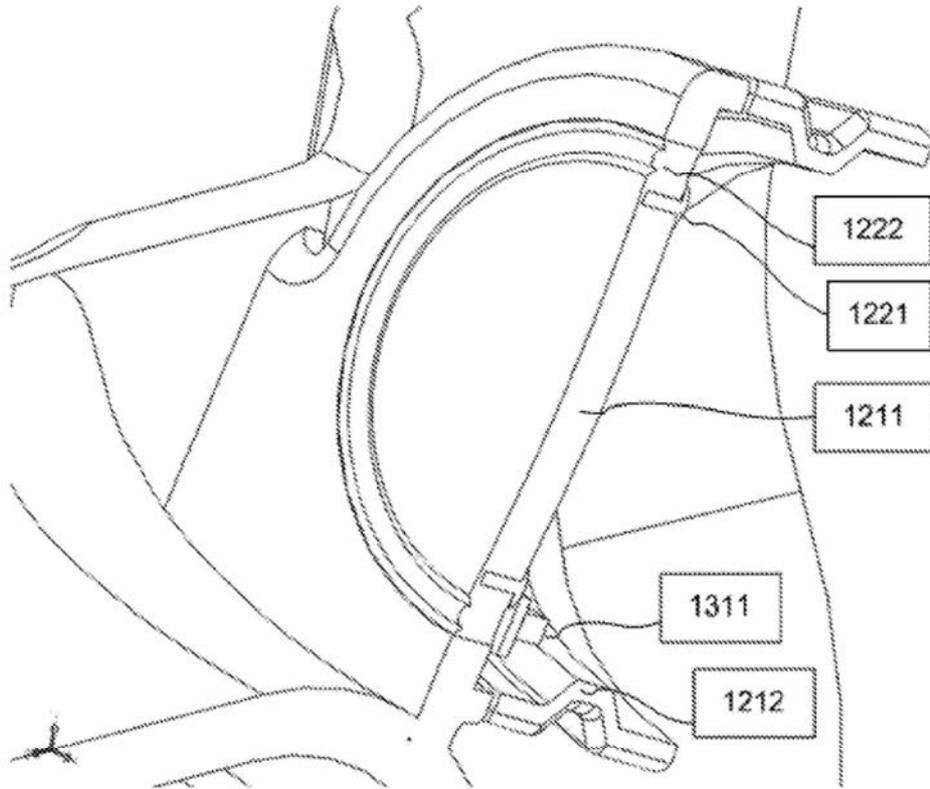


FIG. 2B

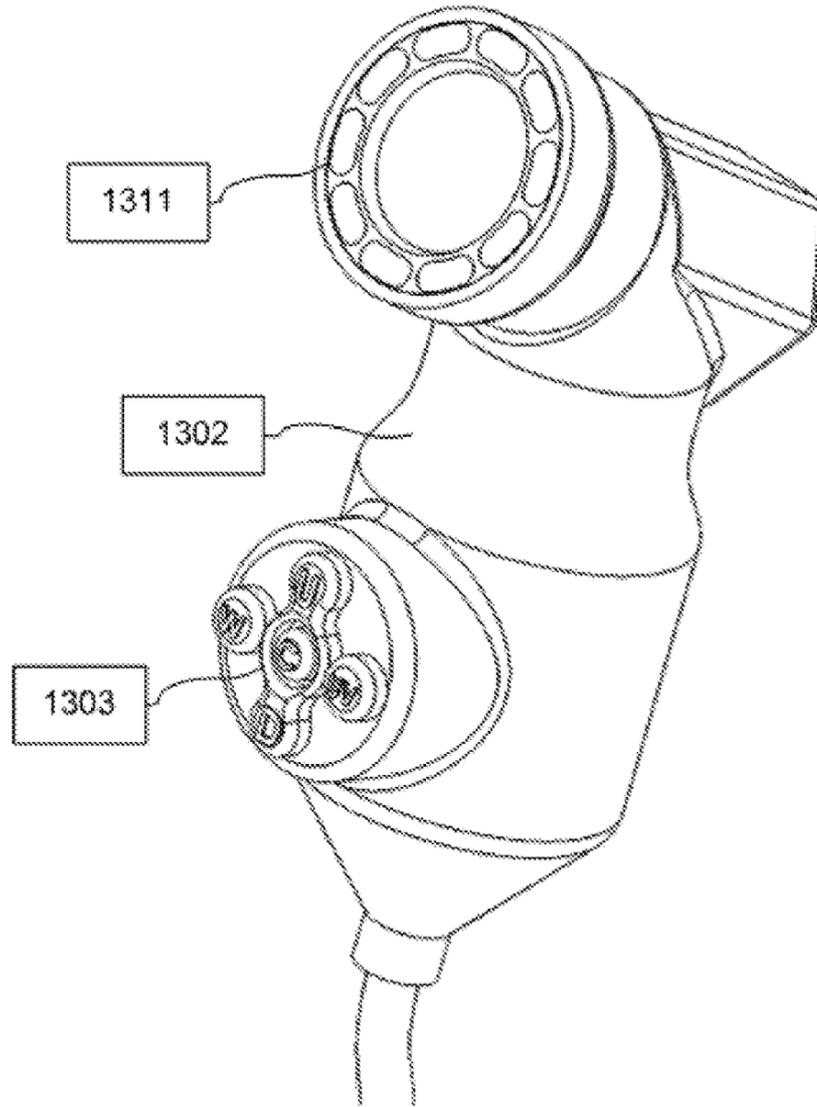


FIG. 3

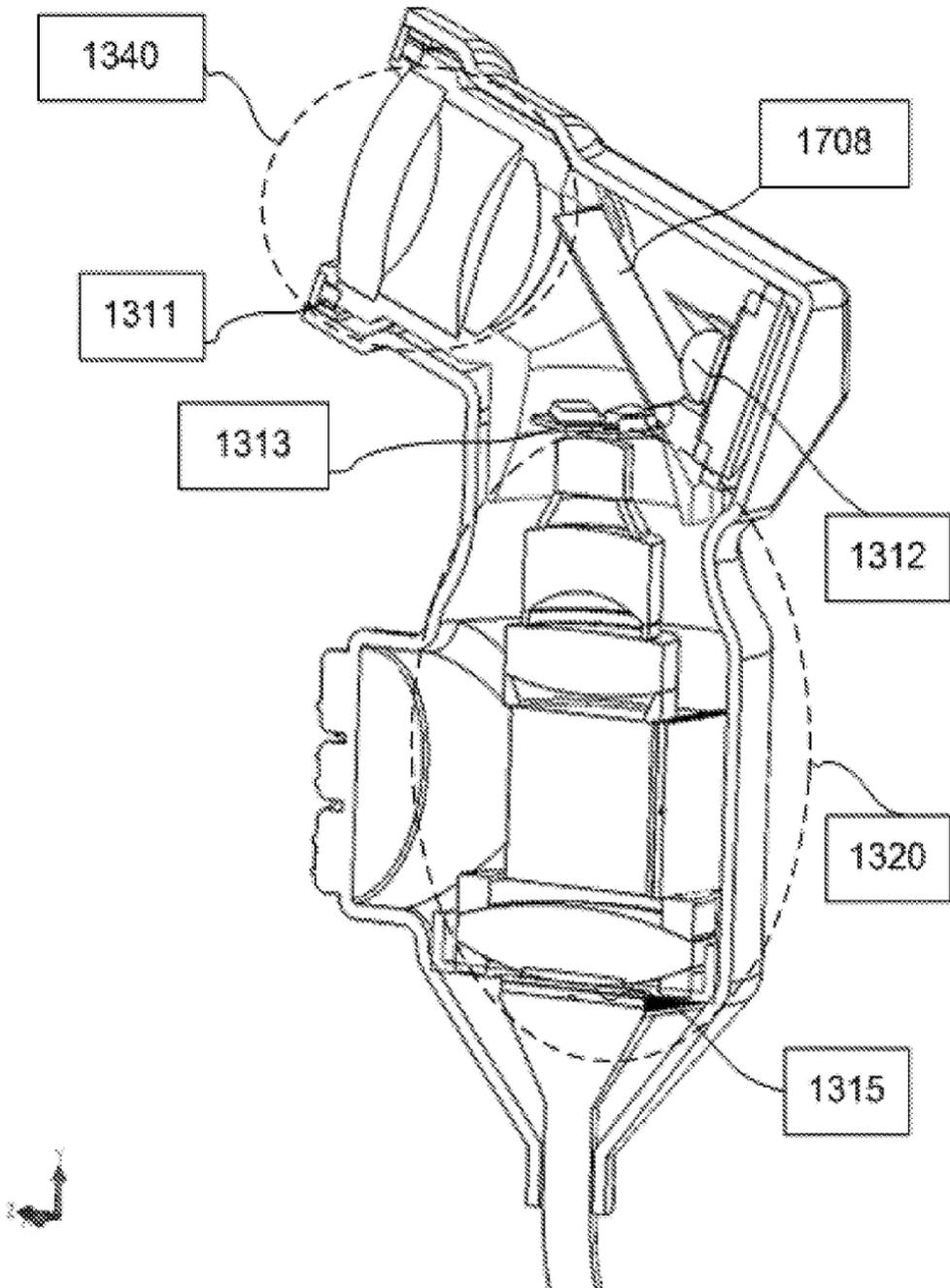


FIG. 4

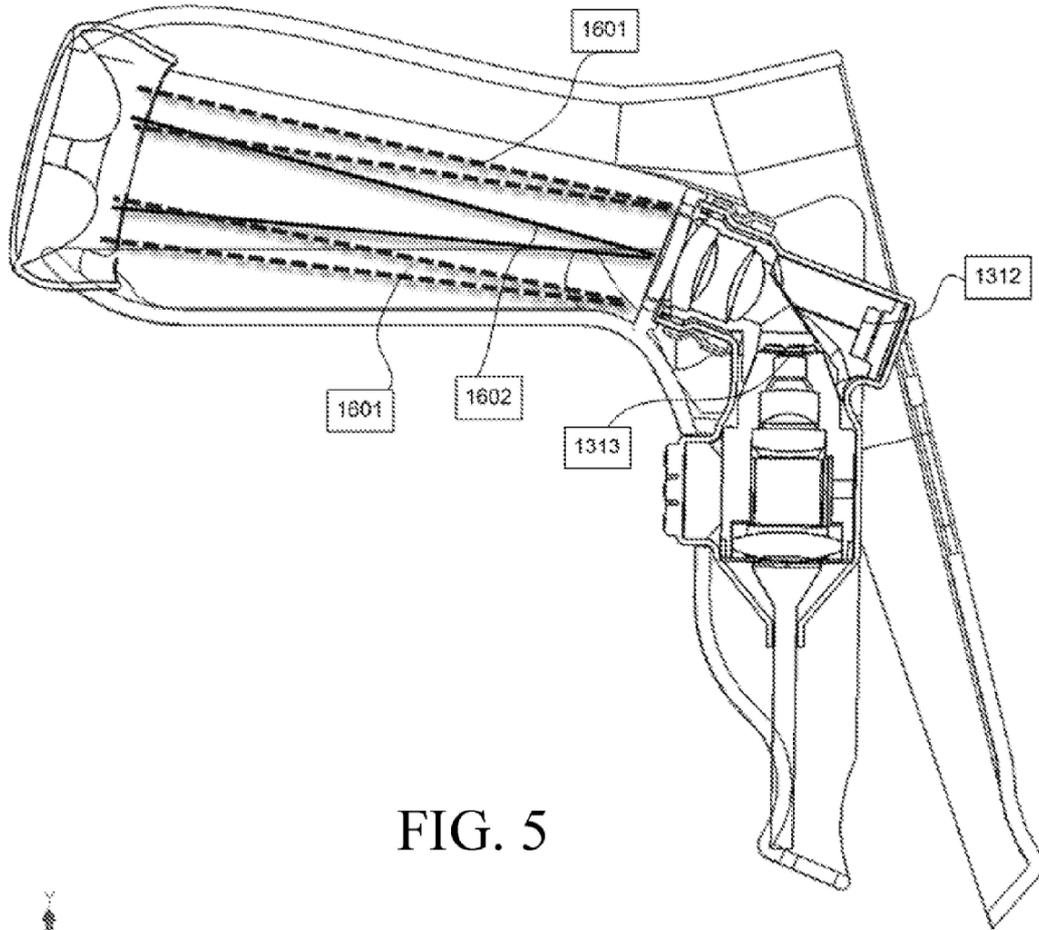


FIG. 5





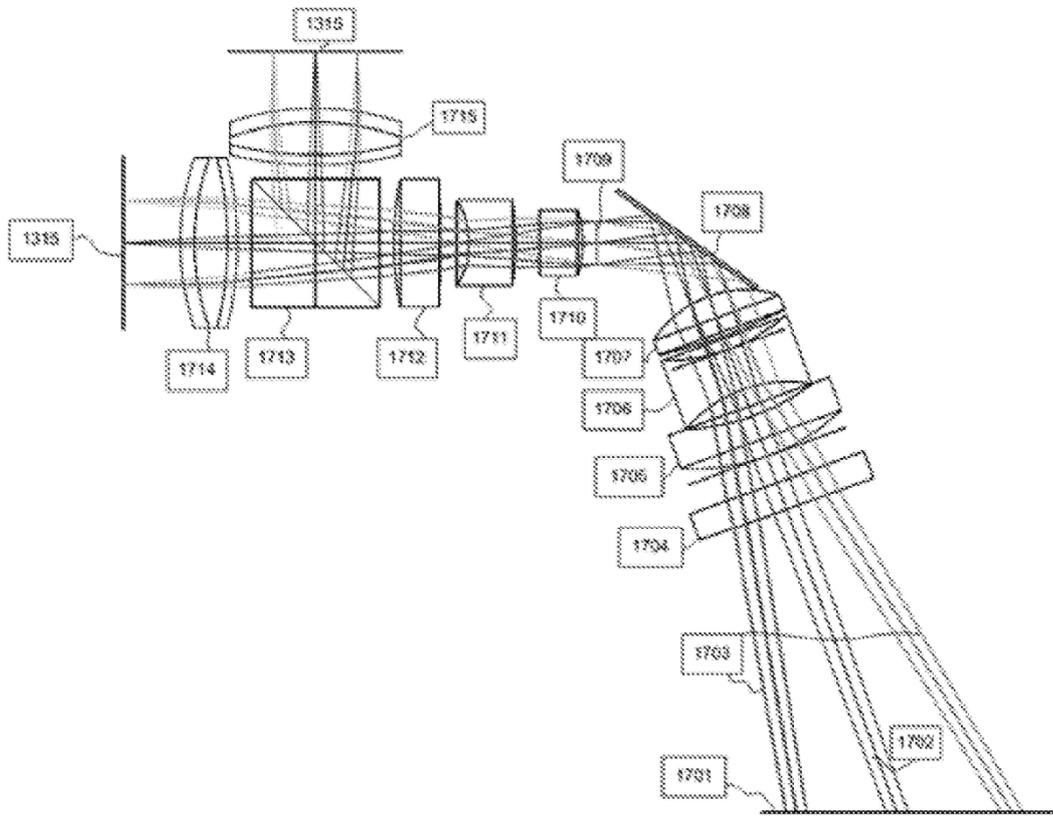


FIG. 6B

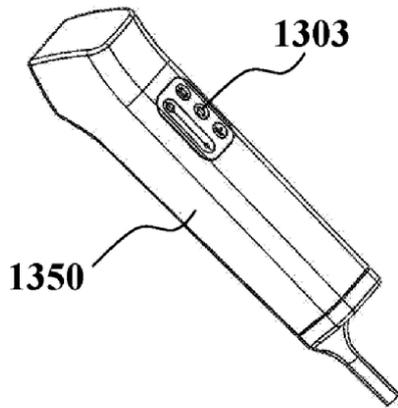


FIG. 7A

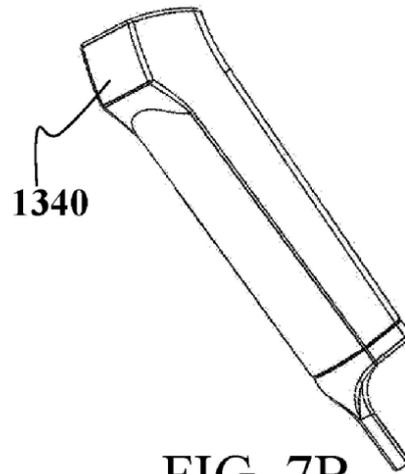


FIG. 7B

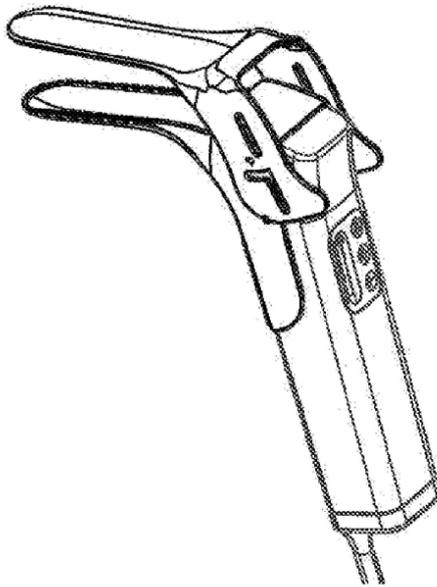


FIG. 7C

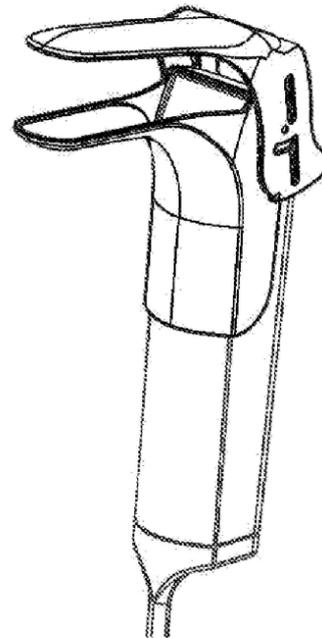


FIG. 7D

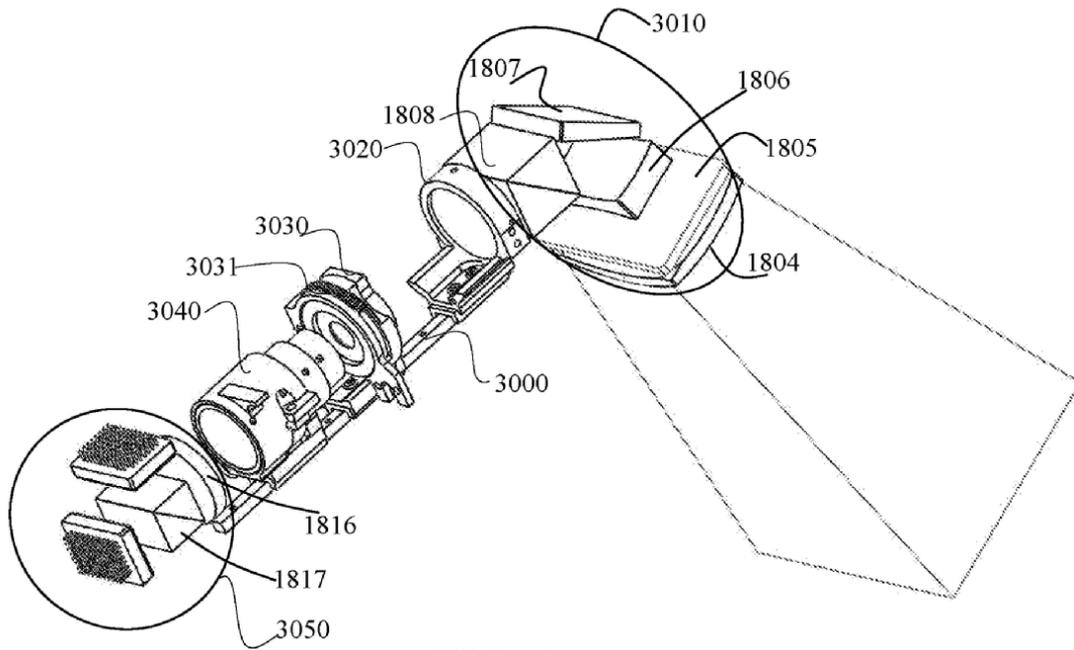


FIG. 8A

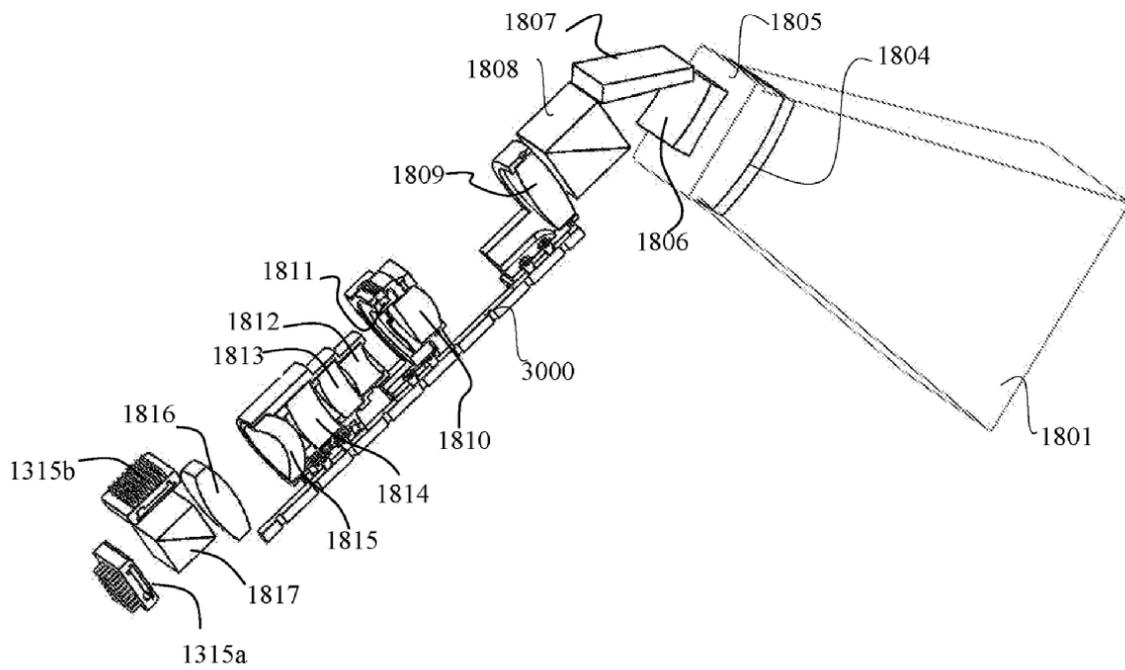


FIG. 8B

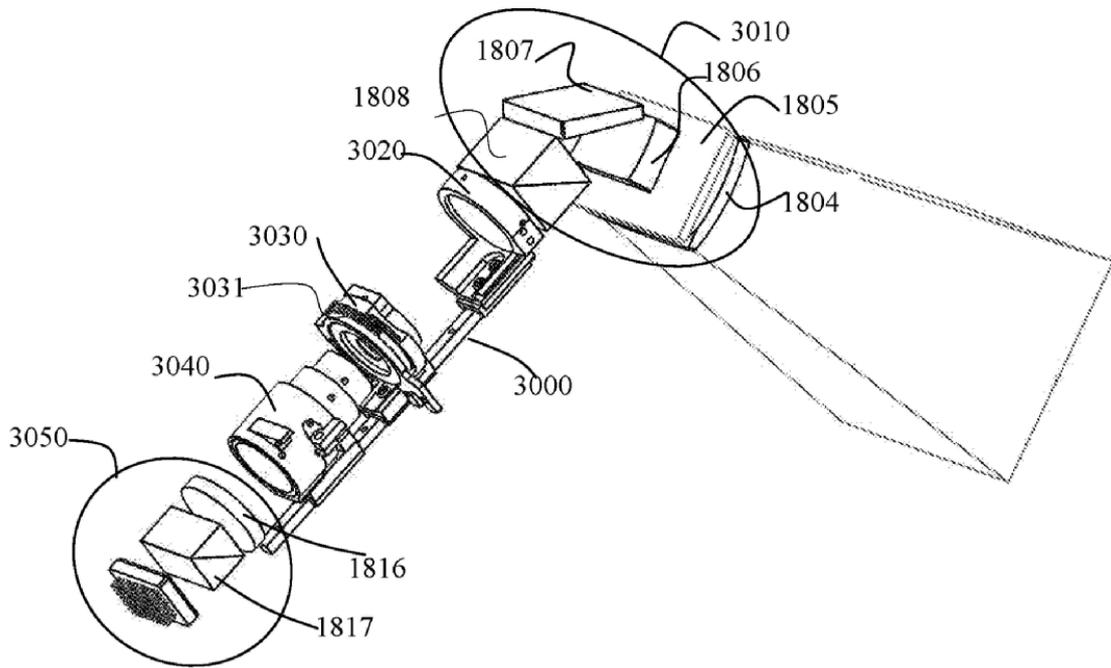


FIG. 8C

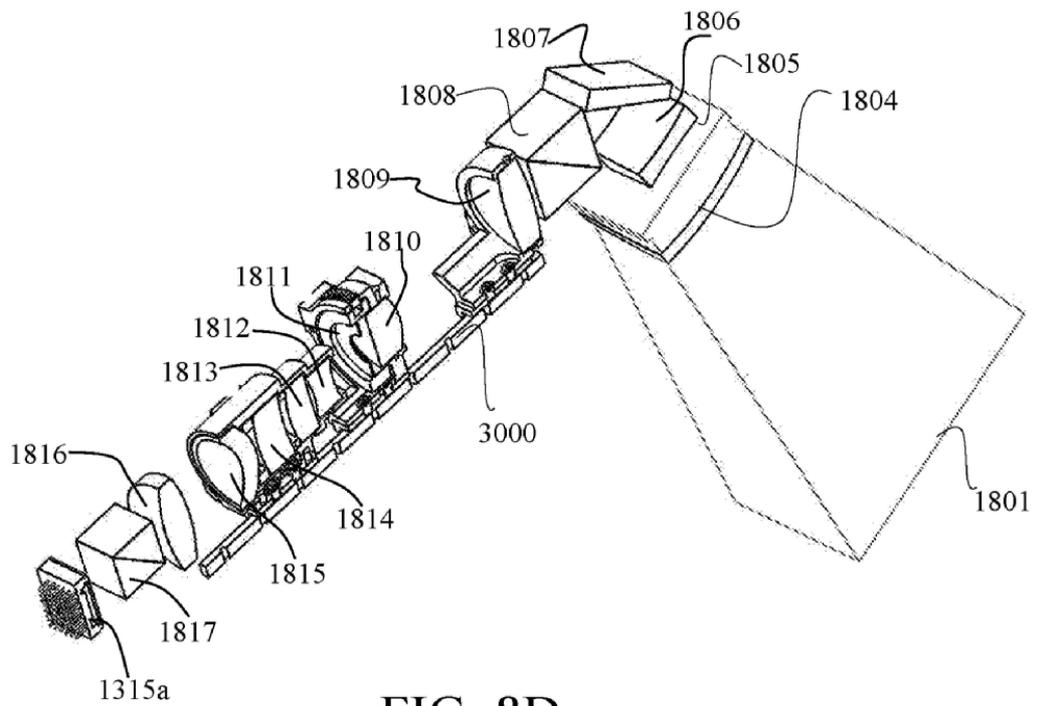


FIG. 8D

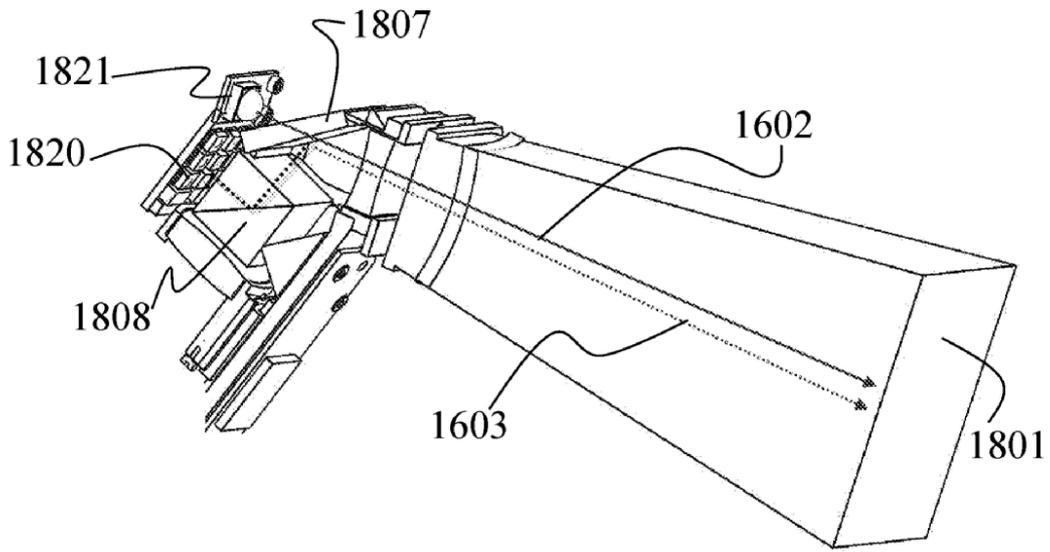


FIG. 8E

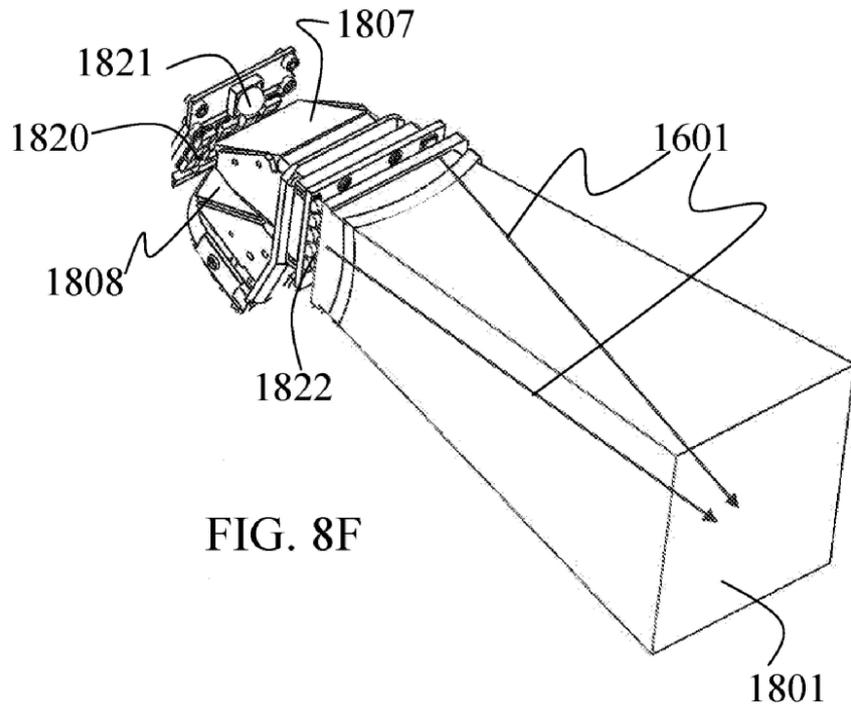


FIG. 8F

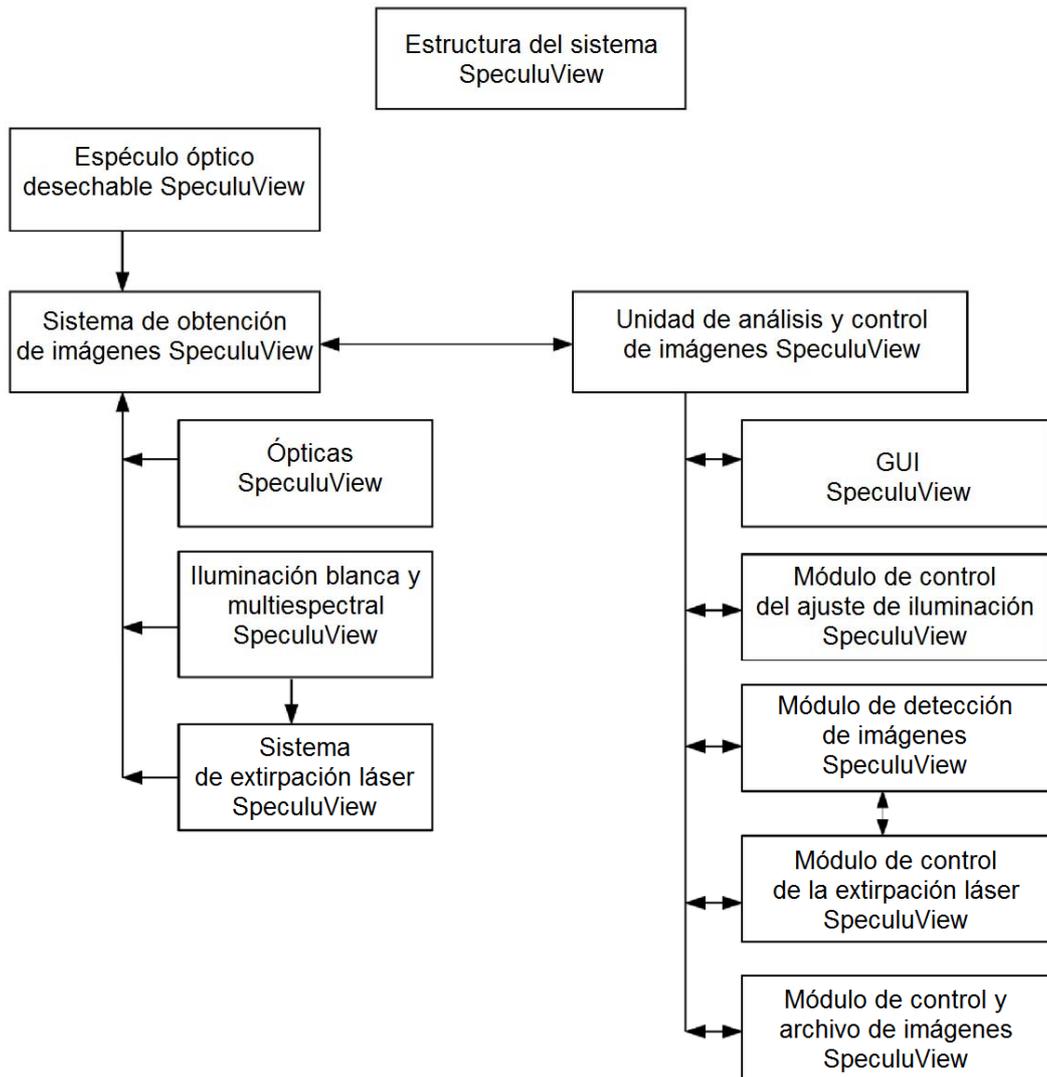


FIG. 9

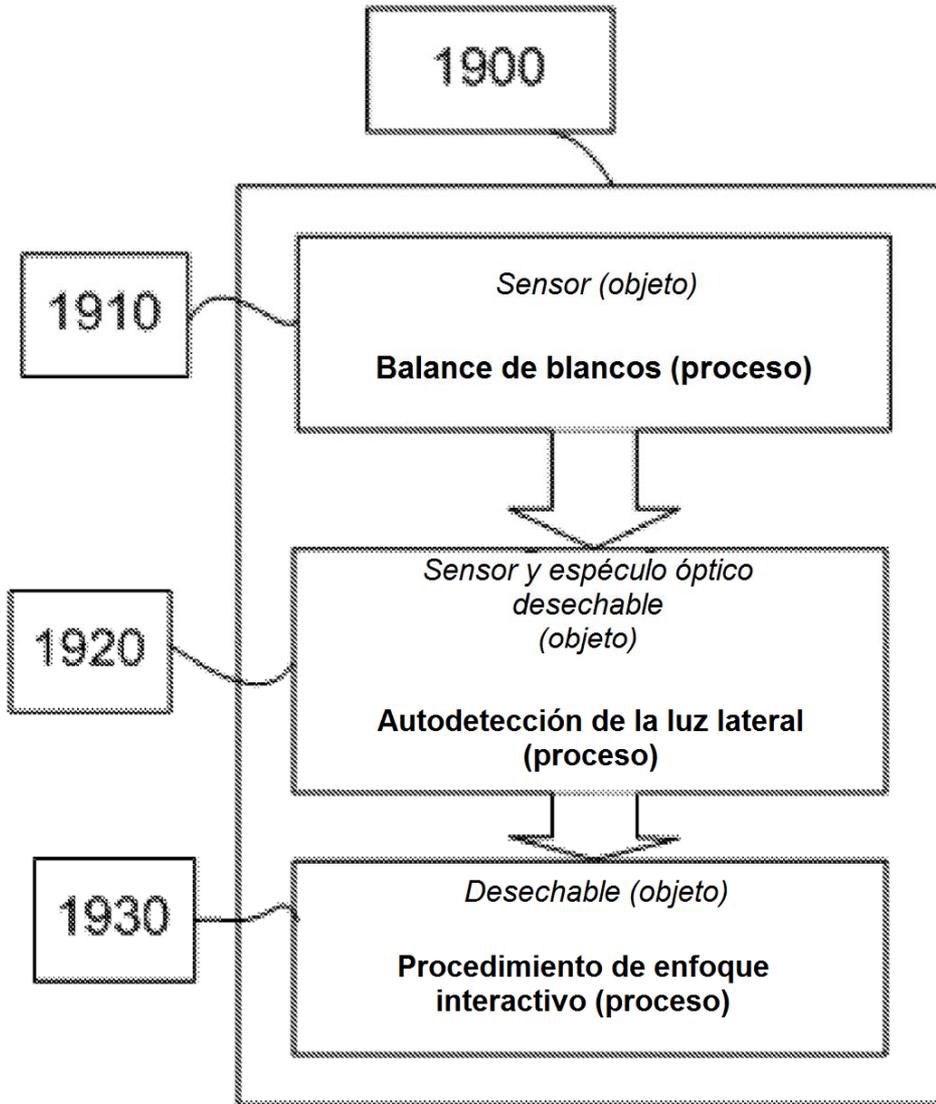


FIG. 10

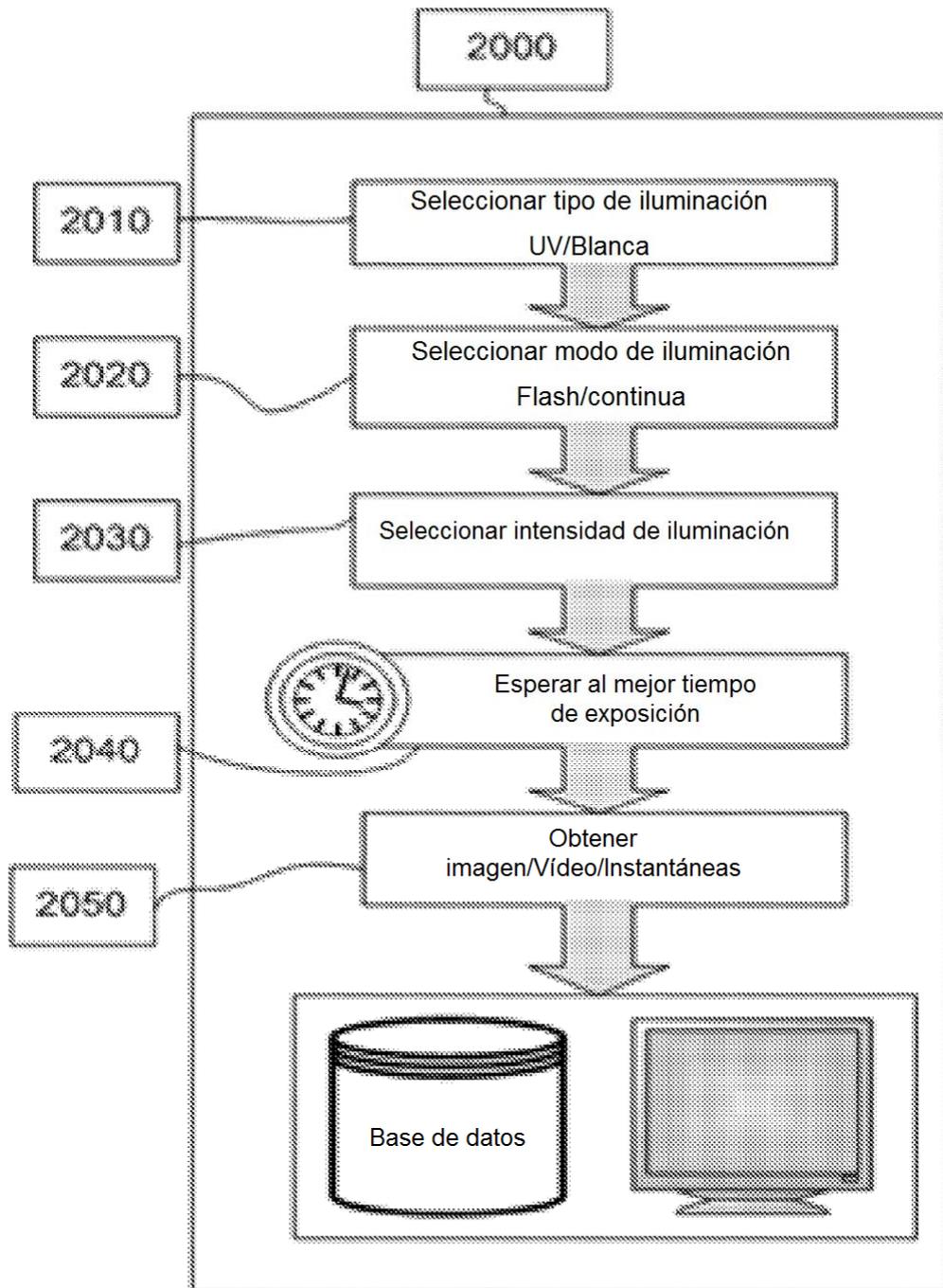


FIG. 11

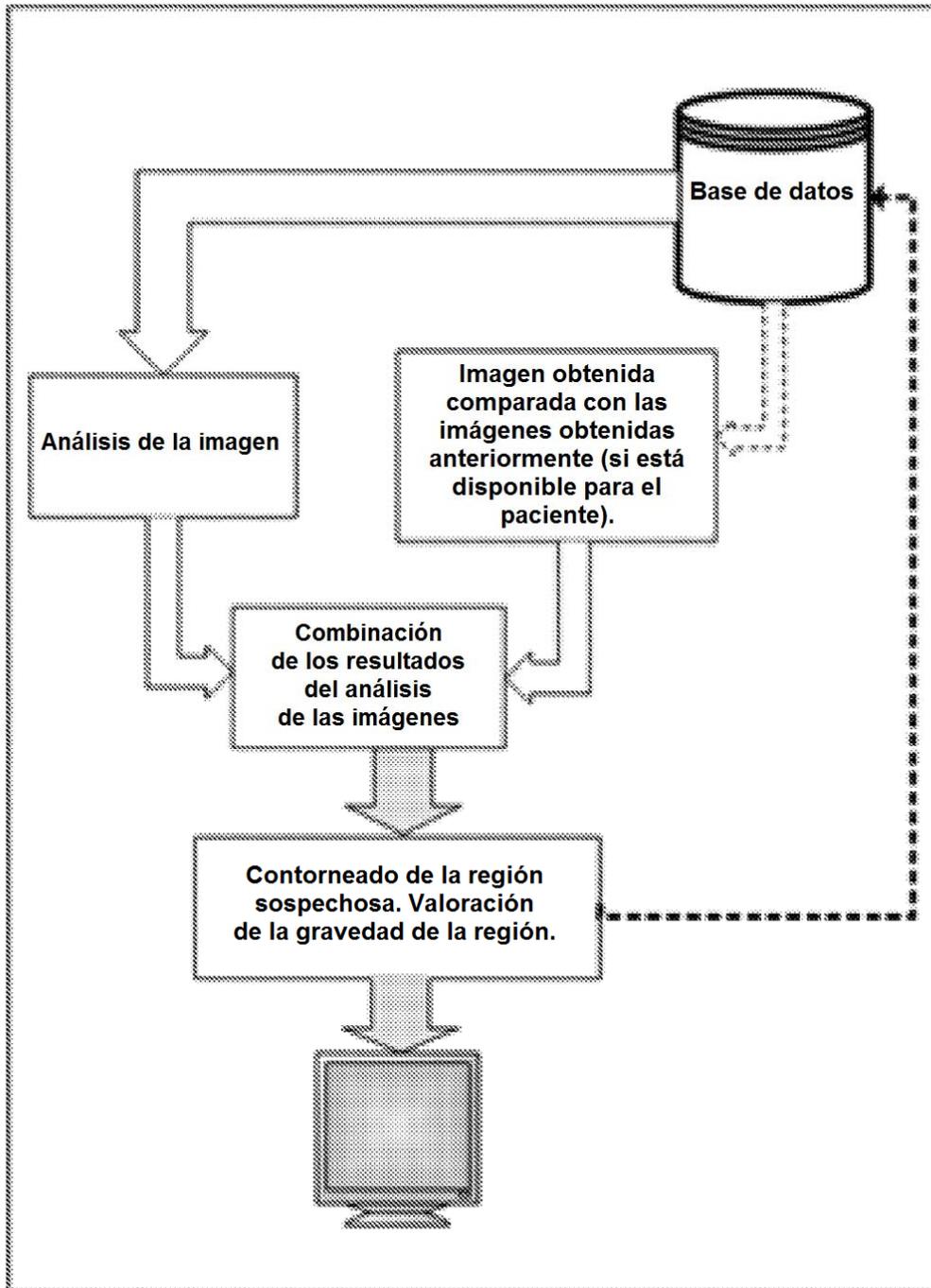


FIG. 12

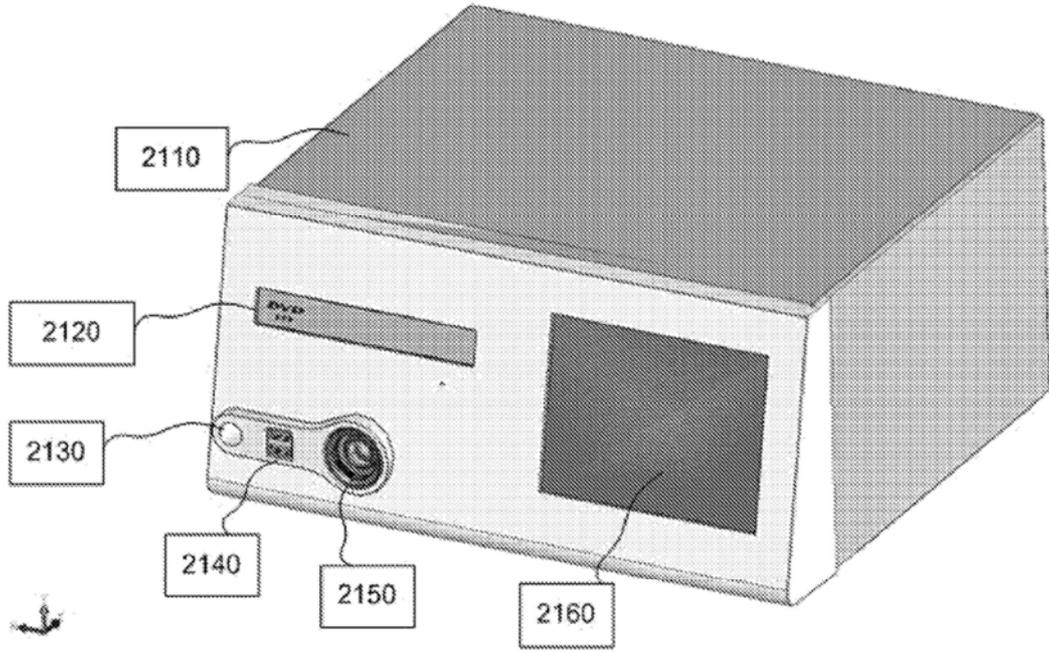


FIG. 13

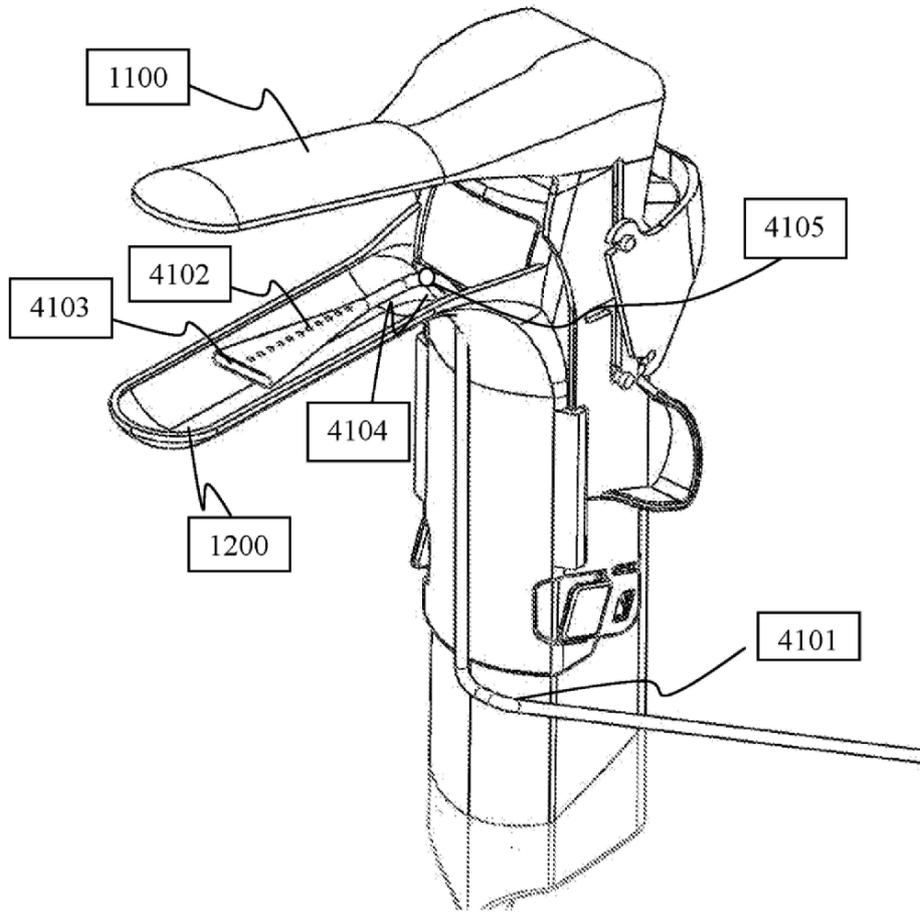


FIG. 14

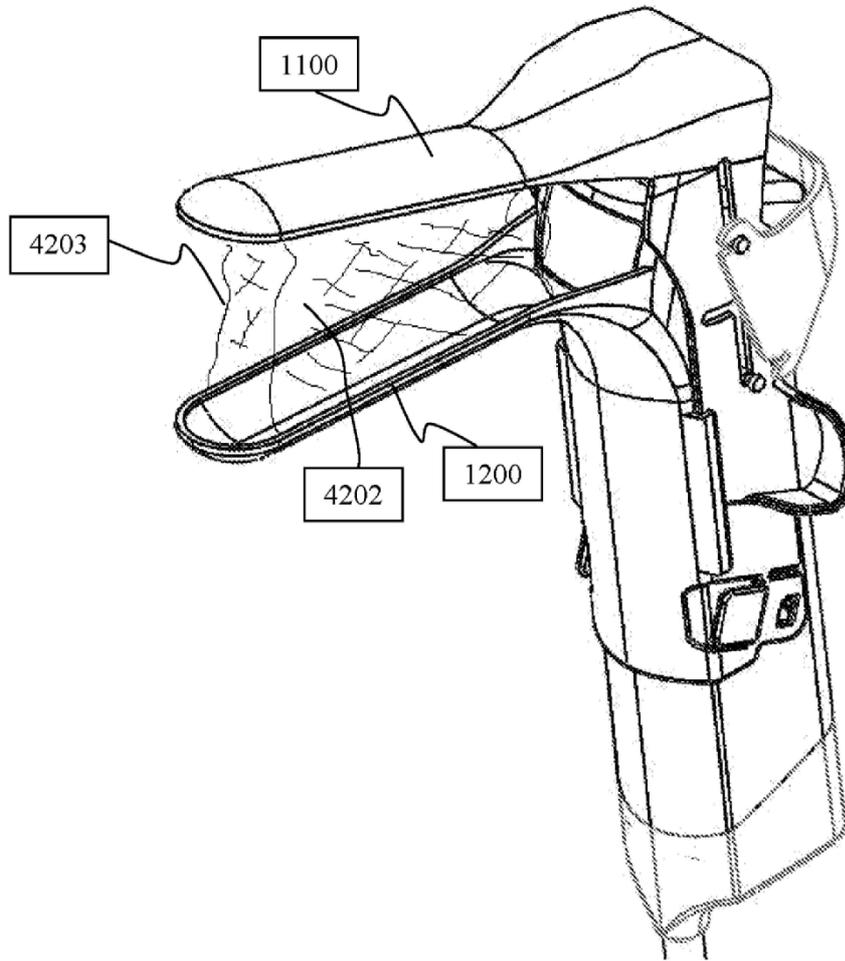


FIG. 15