(19) OFICINA ESPAÑOLA DE PATENTES Y MARCAS

ESPAÑA

(11) Número de publicación: **2 519 370**

(51) Int. Cl.:

A61B 1/002 (2006.01)
A61B 1/04 (2006.01)
A61B 1/055 (2006.01)
A61B 1/00 (2006.01)

(12) TRADUCCIÓN DE PATENTE EUROPEA T3

(96) Fecha de presentación y número de la solicitud europea: **19.04.2012** **E 12164725 (9)**

(97) Fecha y número de publicación de la concesión europea: **27.08.2014** **EP 2514356**

(54) Título: **Endoscopio con dirección de observación variable**

(30) Prioridad:

20.04.2011 DE 102011007797

(45) Fecha de publicación y mención en BOPI de la traducción de la patente:
06.11.2014

(73) Titular/es:

HENKE-SASS, WOLF GMBH (100.0%)
Keltenstrasse 1
78532 Tuttlingen, DE

(72) Inventor/es:

REHE, OLIVER

(74) Agente/Representante:

ROEB DÍAZ-ÁLVAREZ, María

ES 2 519 370 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

Endoscopio con dirección de observación variable.

La presente invención se refiere a un endoscopio con dirección de observación variable con las características del preámbulo de la reivindicación 1.

Con frecuencia endoscopios semejantes presentan un espejo pivotable o un prisma pivotable en el extremo distal para modificar la dirección de observación. Debido a la previsión del espejo pivotable o del prisma pivotable en el extremo distal del endoscopio se necesita un gasto mecánico aumentado. También debe disponerse siempre de suficiente espacio constructivo para la pivotación y todo el endoscopio tiene que poderse fabricar todavía en sí, incluso la mecánica de pivotación, por lo que se ponen límites para la miniaturización.

El documento US 2010/0195007 A1 da a conocer un endoscopio con dirección de observación variable.

Además, es posible configurar el endoscopio de modo que toda la punta del endoscopio se pueda acodar para modificar la dirección de observación. En este caso está presente un conductor de imagen flexible o un sensor de imagen instalado en la punta del endoscopio. No obstante, endoscopios semejantes son la mayoría de las veces muy sensibles, debido a la boquilla de paso flexible necesaria para la punta del endoscopio, sólo se pueden fabricar con muchas dificultades en una realización esterilizable en autoclave y son muy propensos a reparaciones.

Por tanto, partiendo de ello el objetivo de la invención es poner a disposición un endoscopio con dirección de observación variable con el que se puedan superar las desventajas descritas al inicio de la forma más completa posible.

El objetivo se consigue según la invención en un endoscopio del tipo mencionado al inicio porque la imagen generada es mayor que el diafragma de campo visual y en la zona proximal del endoscopio está dispuesto un módulo de imagen con el que se puede modificar la posición relativa entre la imagen generada y el diafragma de campo visual, para modificar la porción de la imagen generada visible después del diafragma de campo visual para la modificación de la dirección de observación del endoscopio.

En el endoscopio según la invención, la modificación de la dirección de observación se provoca, por consiguiente, mediante una modificación de la posición relativa de la imagen generada y del diafragma de campo visual en la zona proximal del endoscopio, por lo que de manera ventajosa en el extremo distal del endoscopio no se debe prever ningún elemento óptico que se mueva. De este modo se puede realizar una miniaturización ulterior del endoscopio y, en particular, de la varilla del endoscopio. Además, se puede garantizar la fabricabilidad dado que no se deben disponer elementos ópticos que se muevan en el extremo distal del endoscopio. El endoscopio también puede estar configurado fácilmente de forma esterilizable en autoclave, dado que la varilla del endoscopio como tal puede estar configurada como varilla del endoscopio rígida.

El endoscopio según la invención está configurado en particular de tal modo que es posible una modificación continua o sin escalones de la posición relativa entre la imagen generada y el diafragma de campo visual mediante el módulo de imagen o se provoca por éste. De este modo se provoca una modificación continua de la dirección de observación. Por ello también se puede hablar de un endoscopio “que escanea”.

Por modificación continua o sin escalones también se entiende aquí en particular una modificación casi continua que existe debido a la anchura de paso mínima condicionada mecánicamente que, no obstante, es preferiblemente tan pequeña como sea posible.

La óptica de reproducción genera preferiblemente una imagen individual del objeto, siendo coherente la imagen individual. La imagen es, por consiguiente, exclusivamente la reproducción del objeto en un rango de ángulo de imagen coherente.

En el endoscopio según la invención la imagen generada puede ser mayor en una primera dirección que el diafragma de campo visual y se puede modificar la posición relativa entre la imagen generada y el diafragma de campo visual a lo largo de la primera dirección. Por consiguiente, mediante la modificación de posición en la primera dirección es posible una pivotación óptica de la dirección de observación en esta dirección.

En particular, el diafragma de campo visual puede estar dispuesto de modo que no se pueda desplazar a lo largo de

la primera dirección.

En particular mediante el módulo de imagen se puede modificar la posición relativa entre la imagen generada y el diafragma de campo visual sólo a lo largo de la primera dirección.

Alternativamente el módulo de imagen puede estar configurado de modo que la posición relativa entre la imagen generada y el diafragma de campo visual se pueda modificar tanto en la primera dirección como también en una segunda dirección perpendicular a ésta. En este caso, la imagen generada también es mayor que el diafragma de campo visual en la segunda dirección.

El módulo de imagen comprende preferiblemente al menos un elemento óptico móvil (preferiblemente móvil sin escalones), cuya posición determina la posición relativa entre la imagen generada y el diafragma de campo visual. Dado que el módulo de imagen está dispuesto en la zona proximal del endoscopio, aquí se dispone de más sitio o espacio constructivo, por lo que se facilita la fabricabilidad del endoscopio.

Además, el endoscopio según la invención puede presentar en la zona proximal un elemento de accionamiento que está acoplado con al menos un elemento óptico móvil, de modo que mediante el medio de accionamiento se puede ajustar la posición de al menos un elemento óptico móvil.

El elemento de accionamiento puede ser, por ejemplo, un casquillo montado de forma giratoria en el mango del endoscopio. No obstante, también es posible cualquier otra configuración del elemento de accionamiento.

El acoplamiento entre el elemento de accionamiento y al menos un elemento óptico móvil se puede realizar, por ejemplo, a través de imanes, de modo que el endoscopio para la óptica también puede estar configurado de forma estanca herméticamente en el extremo proximal.

El módulo de imagen puede presentar, por ejemplo, un elemento deflector desplazable (preferiblemente desplazable sin escalones). Además, puede presentar un prisma de Dove que se pueda desplazar perpendicularmente a su superficie base (preferiblemente sin escalones).

La óptica de reproducción del endoscopio según la invención está preferiblemente libre de elementos ópticos móviles en la zona del extremo distal del endoscopio. Con ello se consigue una miniaturización sencilla.

La óptica de reproducción puede presentar en el extremo distal del endoscopio una lente que cierra simultáneamente una abertura de la varilla del endoscopio en el extremo distal. En particular puede cerrar esta abertura de forma estanca herméticamente. La reproducción del objeto y por consiguiente la generación de la imagen se realiza a través de esta lente.

La lente, vista en planta, puede estar configurada de forma oblonga. La lente puede estar fabricada de cristal o plástico. En particular la lente está fabricada de cristal de zafiro.

La lente puede estar configurada además como lente negativa.

La óptica de reproducción está configurada preferiblemente de tal modo que el ángulo de imagen es en una primera dirección mayor que en una segunda dirección perpendicular a ella. Así, el ángulo de imagen de la primera dirección se puede situar, por ejemplo, en el rango de 130º - 170º y, preferiblemente, en el rango de 140º - 160º. El ángulo de imagen en la segunda dirección se puede situar preferiblemente en el rango de 50º - 80º y, en particular, en el rango de 60º - 70º. No obstante, también es posible que los ángulos de imagen sean iguales en ambas direcciones.

El endoscopio según la invención puede presentar junto a la lente en el extremo distal del endoscopio al menos una abertura de iluminación. En esta abertura de iluminación se pueden situar, por ejemplo, los extremos de las fibras ópticas. No obstante, también es posible que en estas aberturas de iluminación esté dispuesta directamente una fuente de luz, como por ejemplo un LED.

El endoscopio según la invención está configurado preferiblemente como endoscopio con una varilla del endoscopio rígida. Esto es ventajoso, por ejemplo, en una sinuscopía, dado que al operador le gustaría mirar hacia delante durante la introducción del instrumento en la nariz y, al alcanzar la zona de operación, querrá ver entonces en otra dirección de observación.

Naturalmente el endoscopio también puede estar configurado para que la varilla del endoscopio se pueda acodar al menos en una sección.

Además, el endoscopio puede presentar en la zona proximal detrás del diafragma de campo visual un ocular y/o una interfaz para, por ejemplo, una videocámara.

En el endoscopio según la invención, la óptica de reproducción puede presentar una última lente proximal que sirve como lente de ensanchamiento de la imagen.

Además, la óptica de reproducción puede presentar en la zona final distal del endoscopio un objetivo y en conexión proximal a él una óptica de transmisión de imagen (que contienen por ejemplo lentes de vara).

El módulo puede comprender al menos un elemento óptico que sirve para el ensanchamiento de la imagen, para la transmisión de la imagen y/o para la corrección de distorsiones.

El endoscopio puede presentar otros elementos conocidos por el especialista que sean necesarios para el funcionamiento del endoscopio.

Además, se proporciona un procedimiento de endoscopía para un endoscopio con dirección de observación variable en el que el endoscopio presenta una varilla del endoscopio y una óptica de reproducción dispuesta en el interior de la varilla del endoscopio que reproduce un objeto situado delante del extremo distal del endoscopio y genera una imagen del objeto en la zona proximal del endoscopio, en la que está dispuesto el diafragma de campo visual, generándose la imagen producida en un tamaño que es mayor que el diafragma de campo visual, y la posición relativa entre la imagen generada y el diafragma de campo visual se puede modificar para cambiar la porción de la imagen generada visible después del diafragma de campo visual y, por consiguiente, la dirección de observación del endoscopio.

En particular, la modificación de la posición relativa entre la imagen generada y el diafragma de campo visual se realiza sin escalones.

Además, la óptica de reproducción puede generar la imagen como imagen individual coherente.

El procedimiento de endoscopía según la invención puede presentar todavía otras etapas que están descritas en relación con el endoscopio según la invención.

Se entiende que las características mencionadas con anterioridad y que se explicarán todavía posteriormente no sólo se pueden usar en las combinaciones indicadas, sino también en otras combinaciones o en solitario sin abandonar el marco de la presente invención.

A continuación se explica todavía más en detalle la invención, por ejemplo, mediante los dibujos adjuntos que también dan a conocer las características esenciales de la invención. Muestran:

Fig. 1 una vista en perspectiva de una primera forma de realización del endoscopio según la invención;

Fig. 2 una vista en sección ampliada del extremo distal de la varilla del endoscopio de la fig. 1;

Fig. 3 una vista en sección esquemática ampliada de la zona proximal del endoscopio 1 de la fig. 1;

Fig. 4 una vista en sección según la fig. 3 con posición modificada del prisma 13;

Fig. 5 una representación para la explicación de la posición relativa entre la imagen generada B en la zona proximal y el diafragma de campo visual 14;

Fig. 6 otra representación para la explicación de la posición relativa de la imagen generada B en la zona proximal y el diafragma de campo visual 14;

Fig. 7 una representación ampliada en perspectiva del extremo distal de la varilla del endoscopio según la fig. 1;

Fig. 8 una representación en sección esquemática de la zona proximal del endoscopio según la invención según otra

forma de realización;

Fig. 9 la representación en sección esquemática según la fig. 8 con una posición modificada de la unidad de desplazamiento 29 en comparación a la fig. 8;

Fig. 10 una representación de la posición relativa de la imagen generada B en la zona proximal y el diafragma de campo visual 14;

Fig. 11 otra representación de la posición relativa de la imagen generada B y el diafragma de campo visual 14;

Fig. 12 una representación de la posición relativa del diafragma de campo visual 14 para la imagen generada en la zona proximal según otra forma de realización, y

Fig. 13 una representación de la posición relativa entre la imagen generada B y el diafragma de campo visual 14 para la explicación de otra forma de realización.

En la forma de realización mostrada en la figura 1, el endoscopio 1 según la invención está configurado como endoscopio 1 con dirección de observación variable y presenta un mango 2, así como una varilla de endoscopio 3 conectado con el mango 2, cuyo tubo envolvente 4 se puede ver en la figura 1.

Según se desprende en particular de la representación en sección ampliada del extremo distal 5 de la varilla del endoscopio 3 en la figura 2, está previsto un tubo óptico 6 que descansa en un tubo interior 7. El tubo interior 7 está dispuesto por su lado en el interior del tubo envolvente 4. En el extremo distal del tubo interior 7 está insertada una pieza adaptadora 8, cuyo extremo distal está configurado como soporte para una lente frontal 9.

La lente frontal 9, que aquí está configurada como lente divergente de zafiro, está soldada con la pieza adaptadora 8 que, por su lado, está soldada con el tubo interior, de modo que el extremo distal del tubo interior 7 y por ello también del tubo óptico 6 está cerrado de forma herméticamente estanca.

En la zona de la pieza adaptadora 8 está dispuesto un elemento de prisma 10, después del que está dispuesta una primera lente del objetivo 11 posicionada en el tubo óptico 6. En el tubo óptico 6 están presentes otras lentes del objetivo y lentes de vara no mostradas en la fig. 2. En la fig. 3 se muestra la última lente de vara 11' que descansa en el extremo proximal del tubo óptico 6.

La lente frontal 9, el elemento prismático 10 y las lentes del objetivo y vara 11, 11' son parte de una óptica de reproducción 12, con la que se reproduce un objeto delante del extremo distal 5 del endoscopio 1, de modo que en la zona proximal (aquí en el mango 2) del endoscopio 1 se genera una imagen del objeto.

Para que un usuario pueda observar el objeto, en el mango 2 está dispuesto un prisma de Dove 13 al que le sigue un diafragma de campo visual 14, detrás del que está dispuesto un ocular 15 para ofrecerle al usuario de forma ampliada una porción de la imagen a través de una ventana de salida 16, según se describe a continuación en detalle.

La óptica de reproducción 12 está configurada aquí de tal modo que el ángulo de imagen captable en el plano del dibujo de la figura 2 (o alrededor de un eje que discurre perpendicularmente al plano del dibujo) es muy grande, por ejemplo 160 º. Esto está indicado por los rayos de borde R1, R2 dibujados del campo visual en el plano del dibujo de la figura 2. En una dirección perpendicularmente al plano del dibujo de la figura 2 (o alrededor de un eje situado en el plano del dibujo que aquí forma un ángulo de 45º con la dirección longitudinal de la varilla del endoscopio 3) el ángulo de imagen captable es menor, por ejemplo 70º, de modo que en conjunto se genera una imagen B alargada u oblonga en el extremo proximal del endoscopio (en la zona del diafragma de campo visual 14), según está representado esquemáticamente en la figura 5. En este caso la longitud de la flecha doble P1 se corresponde con el ángulo de imagen mayor (aquí 160º), la longitud de la flecha doble P2 con el ángulo de imagen menor (aquí 70º).

En la figura 5 está representada además la posición relativa de la imagen B respecto al diafragma de campo visual 14 (que es aquí circular). Por ello se puede ver que para un observador sólo se representa de forma ampliada una porción α (fig. 1) de 70º del ángulo de imagen largo de 160º (flecha doble P1) y el ángulo de imagen corto completo de 70º (flecha doble P2) mediante el ocular 15. El ángulo de imagen largo se designa a continuación también como primer ángulo y el ángulo de imagen corto también se designa a continuación como segundo ángulo de imagen. La porción representada en la figura 5 del primer ángulo de imagen se corresponde con una primera dirección de

observación 19 de 45º en relación a la dirección longitudinal de la varilla del endoscopio 3, según está dibujado esquemáticamente en la figura 2.

El prisma de Dove 13 en el mango 2 se puede desplazar en la dirección de la flecha doble (figura 3) (perpendicularmente a la superficie base 18 del prima de Dove 13). Un desplazamiento del prisma 13 a lo largo de la dirección de la flecha doble P3 hacia arriba, según está representado en la figura 4, conduce a que la imagen B se desplaza igualmente hacia arriba en relación al diafragma de campo visual 14 fijo (figura 6). En la figura 4 está representada a trazos la posición original del prisma de Dove 13 para la clarificación.

Mediante esta modificación de la imagen B en relación al diafragma de campo visual 14 se ofrece ahora de forma ampliada la porción de la imagen B mediante el ocular 15, que se corresponde con la dirección de observación 19' de 0º (fig. 2).

Un desplazamiento del prisma de Dove 13 de la posición en la fig. 3 hacia abajo conduciría a una porción de imagen que se correspondería, por ejemplo, con un dirección de observación 19'' de 90º (figura 2).

En todas las direcciones de observación ajustables, la porción α representada del primer ángulo de imagen es respectivamente de 70º, de modo que con las primeras direcciones de observación de 0º - 90º se puede representar todo el primer ángulo de imagen de -35º hasta 125º.

Un desplazamiento de la imagen B en relación al diafragma de campo visual 14 conduce por consiguiente a una modificación de la primera dirección de observación 19, 19', 19'' para el usuario del endoscopio 1, no debiéndose prever para ello según la invención ningún elemento óptico móvil en el extremo distal del endoscopio 1. Esto conduce a la ventaja de que la sección transversal de la varilla del endoscopio o el diámetro de la varilla del endoscopio 3 se puede seleccionar muy pequeño (por ejemplo, 4 mm, 3,5 mm, 3,2 mm o menor) y siempre se proporciona aún un endoscopio 1 con dirección de observación variable.

Mediante el primer ángulo de imagen P1 grande es difícil conseguir una reproducción no distorsionada de la imagen generada B en el extremo proximal del endoscopio 1. No obstante, dado que al usuario sólo se le ofrece siempre una zona parcial consabida (aquí la porción α) de este primer ángulo de imagen debido al diafragma de campo visual 14, para la obtención de una calidad de reproducción deseada es suficiente que la óptica de reproducción 12 esté diseñada de modo que en el interior de la zona parcial visible, determinada por el diafragma de campo visual 14, del primer ángulo de imagen exista la calidad de reproducción deseada.

El elemento móvil (prisma 13) descansa en la zona proximal del endoscopio 1 y aquí en el mango 2. En esta zona el diámetro se puede seleccionar mayor dado que ésta zona no se introduce en la abertura correspondiente durante el uso del endoscopio 1.

Para el movimiento del prisma de Dove 13 puede estar previsto en el extremo proximal del endoscopio 1 un soporte (no mostrado) en el que descansa el prisma de Dove 13, que se puede accionar a través de un elemento de accionamiento 17 dispuesto exteriormente en el mango 2 (figura 1). Por ejemplo, puede estar previsto un acoplamiento magnético para proporcionar un espacio interior estanco herméticamente en la zona proximal para el prisma de Dove 13, el diafragma de campo visual 14 y el ocular 15. En este caso, por ejemplo, la ventana de salida 16 está conectada de forma herméticamente estanca con el extremo proximal del endoscopio 2 (por ejemplo, por soldadura). Naturalmente también son posibles todos los otros tipos de acoplamientos mecánicos entre el elemento de accionamiento 17 y el soporte para el prisma de Dove 13, como por ejemplo un acoplamiento mecánico directo, si no se desea una estanqueidad hermética en la zona del prisma de Dove.

En particular el elemento de accionamiento 17 puede estar montado de forma giratoria en el mango 2 y/o de forma desplazable en la dirección axial, a fin de provocar el movimiento deseado del prisma de Dove 13.

El elemento de accionamiento 17, el prisma de Dove 13, así como su acoplamiento mecánico forman un módulo de imagen con el que se puede modificar y ajustar la posición relativa de la imagen generada B y el diafragma de campo visual para el ajuste de la dirección de observación 19, 19' del endoscopio 1.

Debido a la imagen B asimétrica la lente frontal 9, según se puede ver en la representación en perspectiva de la fig. 7, también presenta una forma oblonga. Esto es ventajoso dado que junto a la lente frontal 9 se pueden prever aberturas de salida 20 y 21, por debajo de la lente frontal 9 una abertura de salida 22 y por encima de la lente frontal 9 dos aberturas de salida 23 y 24. Estas aberturas de salida 20-24 están asignadas, por ejemplo, a canales que

discurren entre el tubo interior 7 el tubo envolvente 4 a lo largo de la dirección longitudinal de la varilla del endoscopio 3. En estos canales se pueden disponer, por ejemplo, fibras ópticas (no mostradas) a las que se les puede aplicar luz a través de una conexión de fibra óptica 25 (figura 1) en el mango 2, de modo que pueden entregar la luz para la iluminación de un objeto situado delante del extremo distal 5 del endoscopio 1 a través de las aberturas de salida 20 a 24. Naturalmente en las zonas 20-24 también pueden estar previstos otros medios de iluminación, como por ejemplo LEDs.

Entre la última lente de vara 11' mostrada en las figuras 3 y 4 y el prisma 13 puede estar dispuesta una óptica de ensanchamiento no mostrada (por ejemplo, una lente de ensanchamiento correspondiente). Adicional o alternativamente la última lente de vara 11' misma puede estar configurada como lente de ensanchamiento u óptica de ensanchamiento. Por consiguiente, la imagen generada del objeto en el extremo proximal del endoscopio 1 se vuelve mayor, por lo que las partes mecánicas y ópticas siguientes también se pueden configurar mayores, lo que simplifica su fabricación. Dado que aquí se trata de la zona proximal del endoscopio 1 y por consiguiente del mango 2, aquí no es desventajoso un agrandamiento.

En la figura 8 y 9 se muestra una modificación del endoscopio según la invención según las figuras 1 a 7, describiéndose a continuación sólo las diferencias. Así, en la zona del extremo proximal están previstos en lugar del prisma de Dove 13 tres prismas 26-28. De estos tres prismas, los prismas 26 y 27 son prismas fijos, cuya posición no se puede modificar y el prisma 28 es un prisma 28 móvil. El prisma 28 descansa junto con el diafragma de campo visual 14 y el ocular 15 en una unidad de desplazamiento 29, que se puede desplazar en relación a los prismas 26 y 27 fijos a lo largo de la dirección longitudinal de la varilla del endoscopio 2, según está indicado por la flecha doble P4 en las figuras 8 y 9. Para ello, la unidad de desplazamiento 29 puede estar acoplada con el elemento de accionamiento 17 (por ejemplo, de manera igual o similar al acoplamiento del elemento de accionamiento 17 y prisma de Dove 13 según la forma de realización de las figuras 1 a 7). En función de la posición de desplazamiento de la unidad de desplazamiento 29 se ajusta la posición relativa entre la imagen B y el diafragma de campo visual 14. Por ello, de igual manera que en la forma de realización descrita en conexión con las figuras 1-7, se puede seleccionar la porción correspondiente de la imagen B y por consiguiente la primera dirección de observación, que se le ofrece al observador a través del ocular 15.

Así, por ejemplo, la unidad de desplazamiento 29 se puede desplazar hacia la derecha en comparación a su posición en la figura 8, según se muestra en la figura 9. Esto conduce entonces a que la imagen B esté desplazada hacia abajo a lo largo del primer ángulo de imagen P1 en relación al diafragma de campo visual 14, según está representado esquemáticamente en las figuras 10 y 11, mostrando la figura 10 la posición de la imagen B en relación al diafragma de campo visual 14 según la posición de la unidad de desplazamiento 29 de la figura 8 y la figura 11 una posición relativa de la imagen B respecto al diafragma de campo visual 14 según la posición de la unidad de desplazamiento 29 en la figura 9. La posición relativa presente en la figura 11 entre la imagen B y el diafragma de campo visual 14 se corresponde con una primera dirección de observación 19'' de 90º, según se dibuja en la figura 2.

En esta forma de realización, un movimiento de los elementos ópticos en el extremo proximal del endoscopio 1 en la dirección longitudinal de la varilla del endoscopio 3 conduce, por consiguiente, a la modificación o ajuste deseados de la primera dirección de observación 19, 19', 19''. La unidad de desplazamiento 29, el elemento de accionamiento 17 y su acoplamiento mecánico forman aquí un módulo para el ajuste de la dirección de observación.

Naturalmente con las formas de realización descritas también se pueden ajustar primeras direcciones de observación diferentes de las primeras direcciones de observación 19, 19', 19'' descritas a modo de ejemplo. La primera dirección de observación concreta depende siempre de la posición relativa de la imagen generada B respecto al diafragma de campo visual 14 en la zona proximal del endoscopio.

La imagen generada en la zona del diafragma de campo visual 14 puede ser la imagen ofrecida al usuario o puede ser una imagen intermedia que se usa para la representación para el usuario.

En la forma de realización descrita en conexión con las figuras 8 y 9 también puede estar dispuesta una óptica de ensanchamiento entre la última lente de vara 11' y el prisma 26 de igual manera que en la forma de realización según las figuras 3 y 4. Además, adicional o alternativamente la última lente de vara 11' misma puede estar configurada igualmente como óptica de ensanchamiento o lente de ensanchamiento. Además, adicional o alternativamente en la zona proximal del endoscopio se puede disponer en todas las formas de realización descritas al menos otro elemento óptico que sirve, por ejemplo, para la mejora de la calidad de la imagen (por ejemplo, corrección de distorsiones) o la modificación del tamaño de la imagen. En la forma de realización mostrada en

conexión con las figuras 8 y 9 se puede disponer, por ejemplo, entre los dos prismas 26 y 27 una óptica que sirve para que la transmisión de la imagen sea posible sin problemas mediante los prismas 26 y 28 pese a los recorridos de cristal eventualmente relativamente largos.

En el endoscopio 1 según las formas de realización descritas arriba, la varilla del endoscopio 3 junto con todos los elementos ópticos en el extremo proximal del endoscopio 1 puede estar montada de forma giratoria respecto al mango 2, de modo que mediante un giro de la varilla del endoscopio 3 se realiza una modificación de la dirección de observación en la segunda dirección que se corresponde con la dirección según la flecha doble P2.

En la descripción precedente se ha partido de que la imagen B sólo se desplaza a lo largo de una primera dirección (flecha doble P1 en las figuras 5 y 6, así como en las figuras 10 y 11) en relación al diafragma de campo visual 14 y el diafragma de campo visual 14 cubre la imagen B completa en la segunda dirección (flecha doble P2).

Naturalmente el endoscopio 1 también puede estar configurado de modo que la imagen B pueda presentar en la segunda dirección (flecha doble P2) una extensión mayor que el diafragma de campo visual 14, según se indica esquemáticamente en la figura 12. Mediante una configuración correspondiente del módulo de imagen, la imagen B se puede desplazar en las dos direcciones en relación al diafragma de campo visual 14, lo que se corresponde con una modificación de la primera y segunda dirección de observación. Por consiguiente es posible entonces una modificación de la porción representada de todo el ángulo de imagen de la óptica de reproducción 12 en direcciones diferentes, de modo que el usuario puede ajustar la dirección de observación deseada, sin que para ello deban estar previstas partes móviles en el extremo distal 5 del endoscopio 1.

Así, por ejemplo, en la forma de realización según las figuras 3 y 4, detrás del prisma de Dove 13 y delante del diafragma de campo visual 14 puede estar dispuesto un segundo prisma de Dove que está dispuesto de forma girada en 90º respecto al primer prisma de Dove 13 alrededor del eje longitudinal del endoscopio 2. El segundo prisma de Dove se puede mover de un lado a otro en una dirección perpendicular al plano del dibujo, conduciendo este movimiento a un desplazamiento de la imagen B en la segunda dirección de observación (flecha doble P2). Por consiguiente se puede determinar la dirección de observación deseada dentro de la imagen B.

El diafragma de campo visual 14 se describe aquí siempre como diafragma con contorno circular. Naturalmente también es posible cualquier otra forma de contorno, como por ejemplo una forma poligonal cuadrada u otra.

La imagen generada B también puede ser alargada, pero no debe presentar esta forma. Cualquier otra forma también es posible en principio, como por ejemplo una forma circular.

En el endoscopio 1 según la invención, la óptica de reproducción 12 todavía puede presenta al menos otro elemento óptico (como por ejemplo una lente) entre la lente 9 y el elemento de prisma 10.

REIVINDICACIONES

1. Endoscopio con dirección de observación variable, que

presenta una varilla del endoscopio (3) y

una óptica de reproducción (12) dispuesta en el interior de la varilla del endoscopio (3), que reproduce un objeto situado delante del extremo distal (5) del endoscopio (1) y genera una imagen del objeto en la zona proximal del endoscopio (1) en la está dispuesto un diafragma de campo visual (14),

caracterizado porque

la imagen generada (B) es mayor que el diafragma de campo visual (14) y en la zona proximal del endoscopio (1) está dispuesto un módulo de imagen (17, 13; 17, 29) con el que se puede modificar la posición relativa entre la imagen generada (B) y el diafragma de campo visual (14), para modificar la porción de la imagen generada (B) visible después del diafragma de campo visual (14) para la modificación de la dirección de observación del endoscopio,

en el que el módulo de imagen (17, 13; 17, 29) provoca una modificación sin escalones de la posición relativa entre la imagen generada (B) y el diafragma de campo visual (14), y la óptica de reproducción (12) genera una imagen individual coherente.

2. Endoscopio según la reivindicación 1, **caracterizado porque** la imagen generada (B) es mayor en una primera dirección (P1) que el diafragma de campo visual (14) y **porque** la posición relativa entre la imagen generada y el diafragma de campo visual (14) se puede modificar a lo largo de la primera dirección.

3. Endoscopio según la reivindicación 2, **caracterizado porque** el diafragma de campo visual (14) no se puede desplazar a lo largo de la primera dirección.

4. Endoscopio según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el módulo de imagen (17, 13; 17, 29) comprende al menos un elemento óptico (13, 28) móvil, cuya posición determina la posición relativa entre la imagen generada (B) y el diafragma de campo visual (14).

5. Endoscopio según la reivindicación 4, **caracterizado porque** el endoscopio presenta en la zona proximal un elemento de accionamiento (17) que está acoplado con el al menos un elemento óptico (13, 28) móvil, de modo que mediante el elemento de accionamiento (17) se puede ajustar la posición del al menos una elemento óptico (13, 28) móvil.

6. Endoscopio según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el módulo de imagen (17, 29) presenta un elemento deflector (28) desplazable.

7. Endoscopio según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** el módulo de imagen (17, 13) presenta un prisma de Dove (13) que se puede desplazar perpendicularmente a su superficie base (18).

8. Endoscopio según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** la óptica de reproducción (12) está libre de elementos ópticos móviles en la zona del extremo distal (5) del endoscopio (1).

9. Endoscopio según una de las reivindicaciones anteriores, **caracterizado porque** la óptica de reproducción (12) presenta en el extremo distal del endoscopio una lente (9) que cierra simultáneamente una abertura de la varilla del endoscopio en el extremo distal.

10. Endoscopio según la reivindicación 9, **caracterizado porque** la lente (9), visto en planta, está configurada de forma oblonga.

11. Endoscopio según la reivindicación 9 ó 10, **caracterizado porque** la lente (9) está configurada como lente negativa.

12. Endoscopio según una de las reivindicaciones 9 a 11, **caracterizado porque** junto a la lente (9) en el extremo distal del endoscopio (1) está presente al menos una abertura de iluminación (20, 21, 22, 23, 24).

13. Procedimiento de endoscopía para un endoscopio, en el que el endoscopio

presenta una varilla del endoscopio y

una óptica de reproducción dispuesta en el interior de la varilla del endoscopio, que reproduce un objeto situado delante del extremo distal del endoscopio y genera una imagen del objeto en la zona proximal del endoscopio, en la que está dispuesto un diafragma de campo visual,

caracterizado porque

la imagen producida se genera como imagen individual coherente mayor que el diafragma de campo visual y la posición relativa entre la imagen generada y el diafragma de campo visual se puede modificar sin escalones, para cambiar la porción de la imagen generada visible después del diafragma de campo visual y por consiguiente la dirección de observación del endoscopio.

Fig. 1

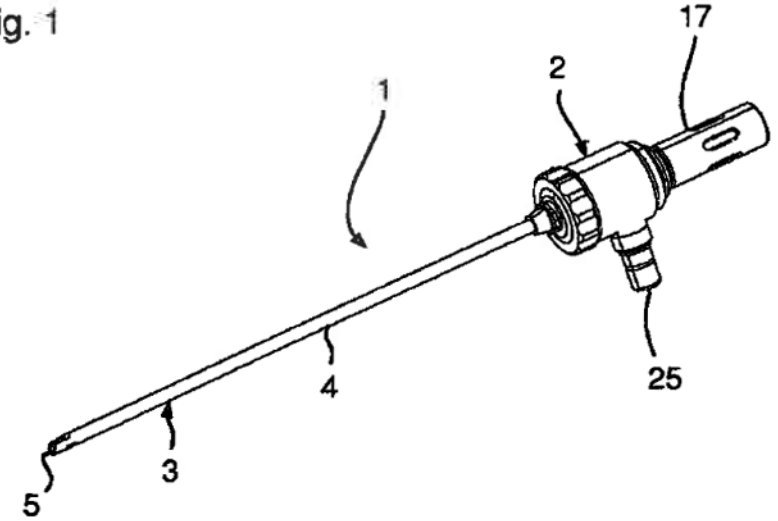

Fig. 2

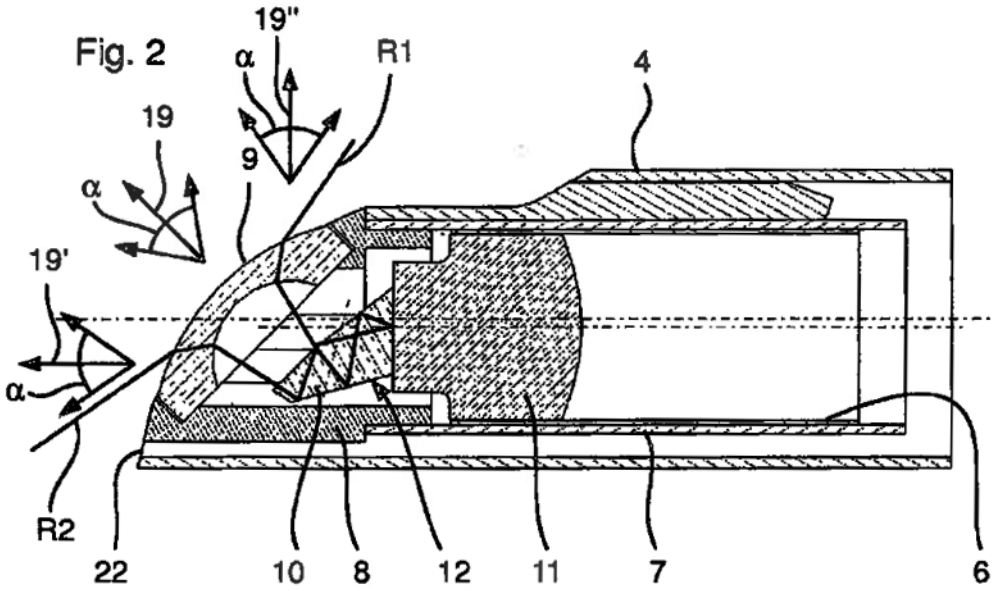

Fig. 3

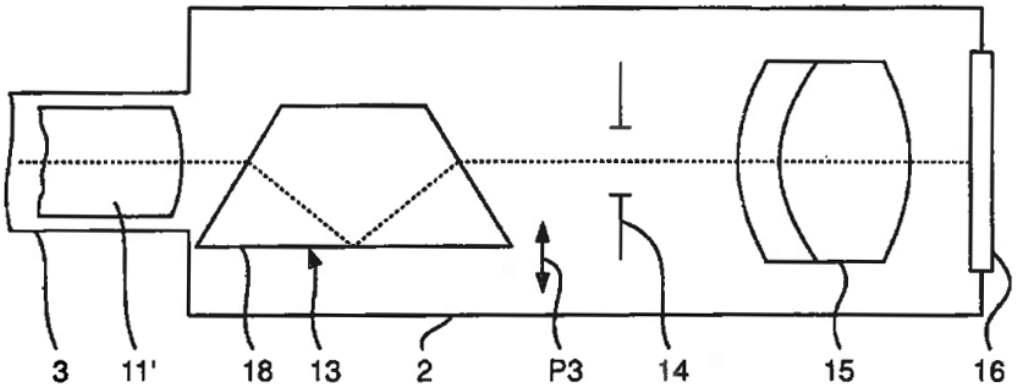

Fig. 4

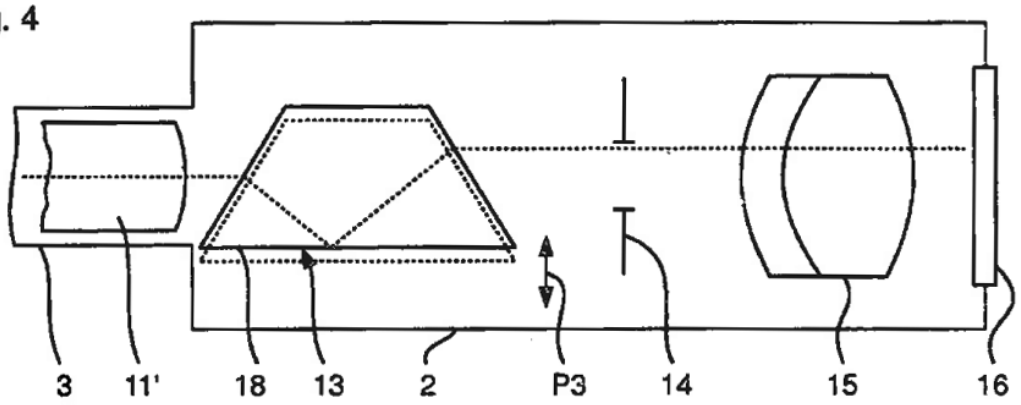

Fig. 5

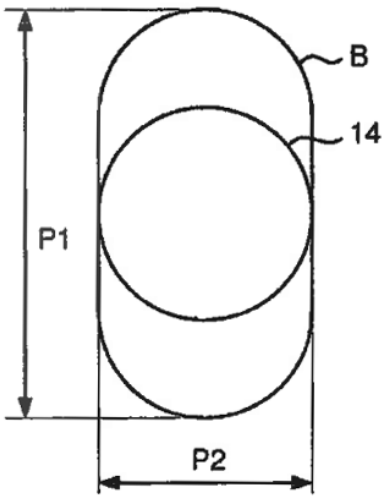

Fig. 6

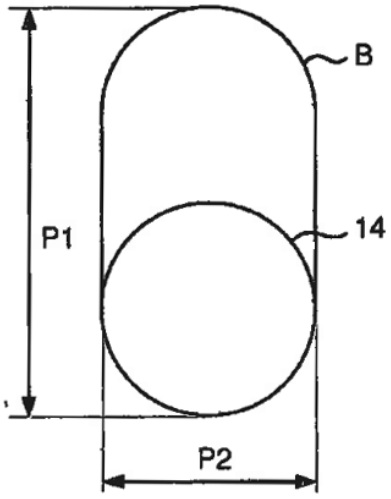

Fig. 7

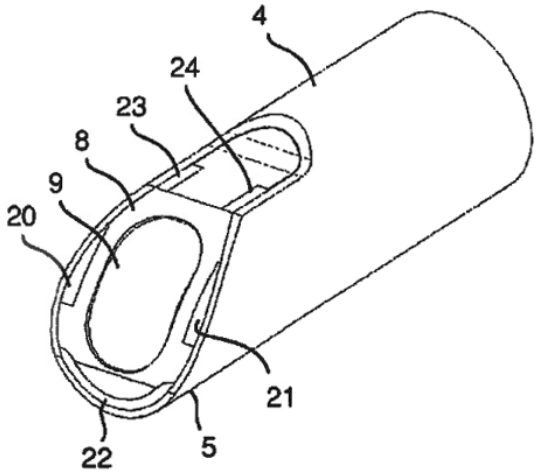

Fig. 8

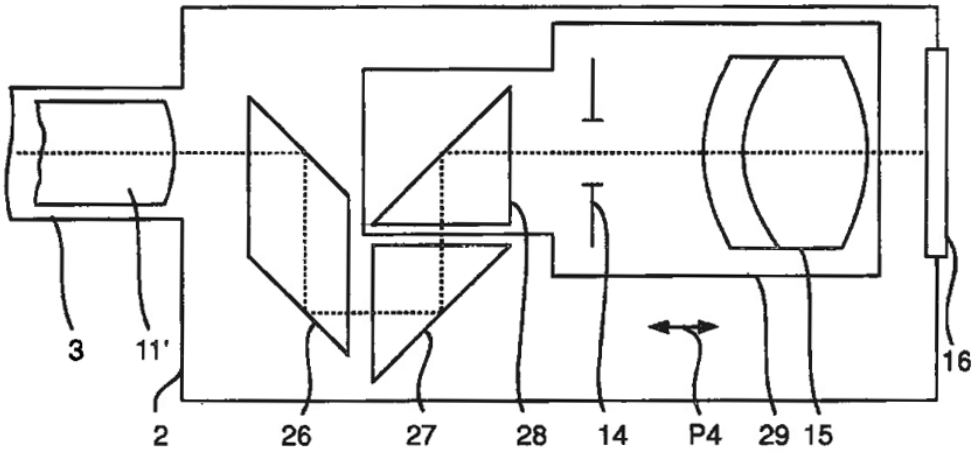

Fig. 9

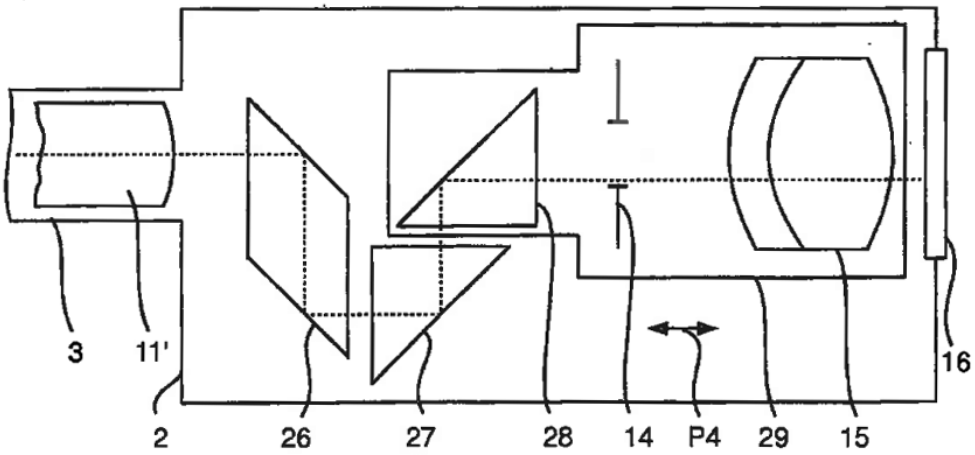

Fig. 10

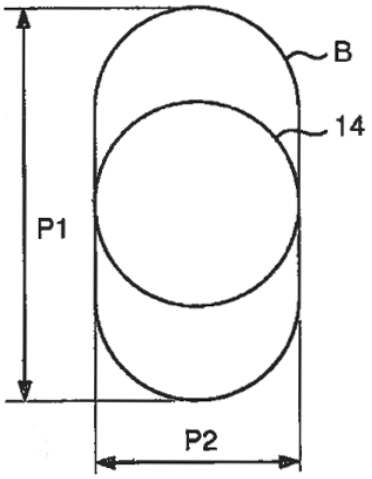

Fig. 11

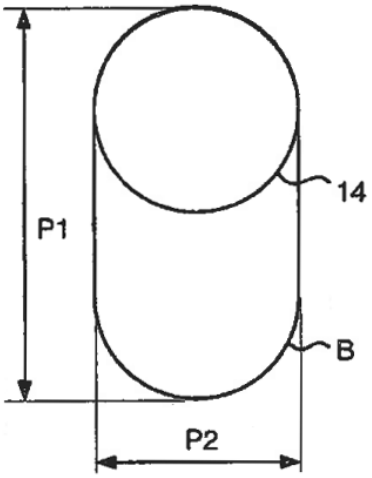

Fig. 12

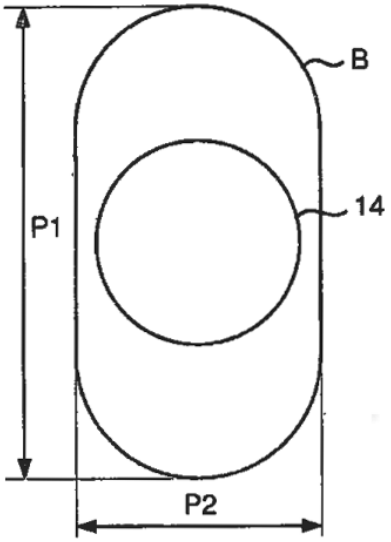
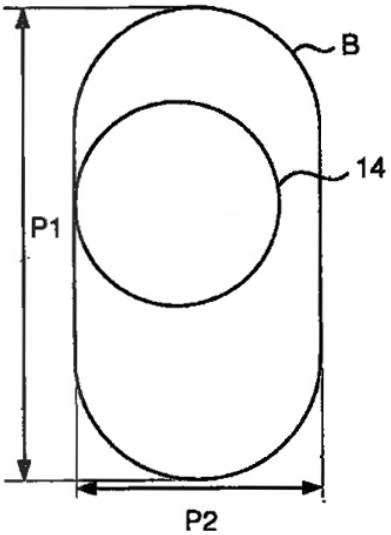
Fig. 13