

(12) DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITÉ DE COOPÉRATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

(19) Organisation Mondiale de la  
Propriété Intellectuelle  
Bureau international



(43) Date de la publication internationale  
6 septembre 2013 (06.09.2013)

WIPO | PCT

(10) Numéro de publication internationale  
WO 2013/128136 A2

- (51) Classification internationale des brevets :  
A61B 1/00 (2006.01)
- (21) Numéro de la demande internationale :  
PCT/FR2013/050429
- (22) Date de dépôt international :  
28 février 2013 (28.02.2013)
- (25) Langue de dépôt : français
- (26) Langue de publication : français
- (30) Données relatives à la priorité :  
1251890 1 mars 2012 (01.03.2012) FR
- (72) Inventeur; et  
(71) Déposant : SUTTER, Yves [FR/FR]; 3 Rue des Vosges,  
F-67202 Wolfisheim (FR).
- (74) Mandataires : MERCKLING, Norbert et al.; Cabinet  
Laurent & Charras, 1A, Place Boecler, CS 10063, F-67024  
Strasbourg Cedex (FR).
- (81) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre  
de protection nationale disponible) : AE, AG, AL, AM,  
AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY,

BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM,  
DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,  
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP,  
KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD,  
ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI,  
NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU,  
RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ,  
TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA,  
ZM, ZW.

(84) États désignés (sauf indication contraire, pour tout titre  
de protection régionale disponible) : ARIPO (BW, GH,  
GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ,  
UG, ZM, ZW), eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ,  
TM), européen (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK,  
EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,  
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM,  
TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW,  
ML, MR, NE, SN, TD, TG).

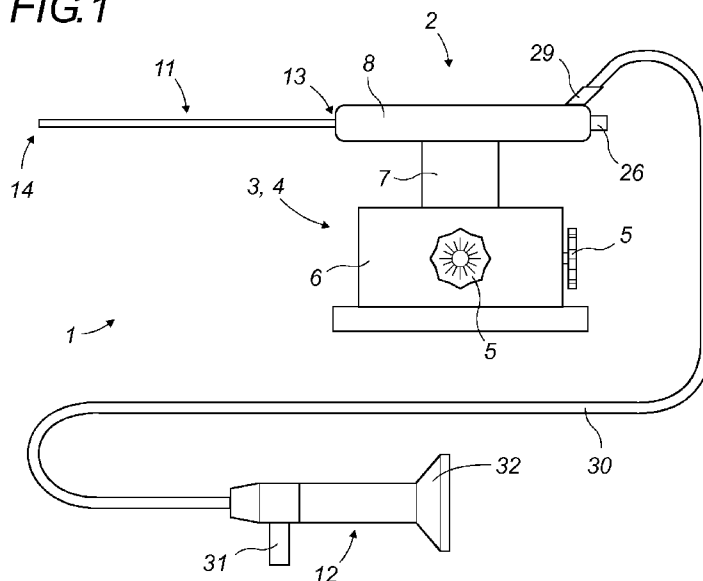
Publiée :

— sans rapport de recherche internationale, sera republiée  
dès réception de ce rapport (règle 48.2.g)

(54) Title : PRECISION MICRO-ENDOSCOPIC DEVICE AND ASSOCIATED MICRO-ENDOSCOPE

(54) Titre : DISPOSITIF DE MICRO-ENDOSCOPIE DE PRECISION ET MICRO-ENDOSCOPE ASSOCIE

FIG. 1



(57) Abstract : The invention relates to a device which includes a micro-endoscope (2) and a micro-manipulator (4) precision movement system (3). The micro-endoscope comprises a body, an ultra-fine endoscopic probe (11), and an optical connection part (12), which is connected to the body (8) of the endoscope via an optical line and to an image capture and display device. The endoscopic probe (11) includes a tubular sheath that surrounds an illumination channel (16) and an image channel (17) containing ultrafine optical fibers (20), as well as an operating channel (18) used for passing instruments therethrough. Said channels extend into the body of the micro-endoscope (2) and, in the case of the illumination channel (16) and the image channel (17), up to the optical connection part (12). In an alternative embodiment, a digital camera and portable microcomputer are used. The invention is useful for human and veterinary medicine, as well as for corresponding scientific laboratory research.

(57) Abrégé :

[Suite sur la page suivante]

WO 2013/128136 A2

---

Le dispositif de l'invention comprend un micro-endoscope (2) et un système de déplacement de précision (3) de type micromanipulateur (4). Le micro-endoscope comporte un corps, une sonde endoscopique (11) très fine et une pièce de connexion optique (12) reliée au corps (8) de l'endoscope par un conduit optique et à un dispositif de formation et de visualisation d'images. La sonde endoscopique (11) comprend un fourreau tubulaire qui enveloppe un canal d'illumination (16) et un canal image (17) contenant des fibres optiques très fines (20), ainsi qu'un canal opératoire (18) servant au passage d'instruments. Ces canaux se prolongent dans le corps du micro-endoscope (2) et, pour le canal d'illumination (16) et le canal image (17), jusqu'à la pièce de connexion optique (12). On utilise dans une variante une caméra numérique et un micro-ordinateur portable. Cette invention intéresse la médecine humaine et vétérinaire, ainsi que la recherche scientifique correspondante de laboratoire.

**Dispositif de micro-endoscopie de précision et micro-endoscope associé**

5 La présente invention concerne un dispositif de micro-endoscopie de précision pour la vision, la détection, le diagnostic, le prélèvement ou l'intervention.

10 Ce dispositif de micro-endoscopie est destiné à des applications très diverses en médecine ou en chirurgie humaine et/ou vétérinaire. Il est particulièrement avantageux pour la recherche scientifique et l'expérimentation dans le domaine médical, pharmaceutique, biologique ou vétérinaire.

Il concerne aussi toutes les applications dans les domaines de la médecine et de la microchirurgie humaine, en particulier néo-natale.

15 De façon générale, l'invention se rapporte à un dispositif d'endoscopie interventionnelle ou d'examen de taille réduite qui offre une très grande précision d'utilisation.

20 L'endoscopie, qui permet de voir et éventuellement d'intervenir à distance à l'intérieur du corps d'un être vivant sans être obligé de pratiquer une découpe traumatisante pour atteindre le site visé, s'est considérablement développée ces dernières années que ce soit dans un but interventionnel ou d'expérimentation ou simplement d'examen, de diagnostic ou de prélèvement.

25 La chirurgie endoscopique a, par exemple, élargi son champ d'application en incluant notamment des interventions dans la cavité abdominale intra-péritonéale, le thorax, les articulations et même les opérations superficielles telles que par exemple celle du canal carpien, l'arthroscopie du genou, ou les opérations non invasives telles que l'hystérocopie, la cystoscopie, la sinuscopie, l'otoscopie, la rhinoscopie, la gastroscopie ou autre.

30 Pour cela, l'endoscope utilisé est introduit à travers un orifice naturel ou une petite incision du corps de l'être vivant examiné, puis est déplacé dans un conduit ou une cavité interne du corps jusqu'au site d'examen ou d'intervention.

Malgré les avantages considérables de cette technique, il

existe des situations dans lesquelles elle ne peut malheureusement pas être utilisée. C'est le cas notamment lorsque les dimensions d'accès sont réduites, lorsque les conduits sont de très faible diamètre et/ou lorsqu'une très grande précision est requise.

5                   A titre d'exemple, on peut citer les interventions affectant des zones délicates, la neurochirurgie ou la micro-ophtalmologie par exemple, ou celles effectuées sur des êtres vivants de petite taille comme les nouveaux-nés et les prématurés, ou encore les petits animaux en médecine vétérinaire.

10                   Dans de telles situations, on est le plus souvent contraint à recourir à de la microchirurgie sous microscope. Cette technique est très délicate à mettre en oeuvre, contraignante, longue et n'autorise qu'une gestuelle limitée. Elle requiert en outre l'utilisation d'un microscope qui est un équipement très coûteux. Tous ces désavantages en font une  
15 technique peu pratiquée.

                    On peut citer également l'exemple des laboratoires de recherche médicale, pharmaceutique, vétérinaire ou biologique qui réalisent des tests sur des animaux de laboratoire.

20                   La plupart des animaux utilisés par ces laboratoires sont des animaux de petite taille, le plus souvent des souris ou des rats, sur lesquels, du fait de leur petite taille, il est très difficile de procéder à des prélèvements, des analyses ou des inspections de leurs organes internes sans sacrifice de l'animal. Un suivi évolutif est ainsi presque impossible à  
25 obtenir.

                    D'autre part, les chercheurs de ces laboratoires ont souvent besoin d'injecter un produit liquide en quantité contrôlée derrière le tympan ou d'autres parois ou membranes de ces animaux de laboratoire. Lorsqu'il s'agit d'une souris ou d'un autre animal de petite taille, cette  
30 injection se fait sous anesthésie générale au moyen d'un microscope pour ne pas blesser l'animal.

                    Cependant, une telle procédure est lourde et complexe et nécessite l'utilisation d'un microscope qui est un appareil très coûteux. L'ensemble de la manipulation prend beaucoup de temps et cause un certain nombre de pertes du fait de la durée de l'anesthésie ou de

blessures involontaires provoquées par le manque de précision lors de la manipulation.

On connaît par ailleurs des endoscopes de petites tailles qui constituent les instruments de la micro-endoscopie actuelle.

5                   Cependant les diamètres possibles de la sonde sont limités à des dimensions supérieures au millimètre auxquelles il faut ajouter le canal supplémentaire de l'outil opératoire, en général une tige ou une aiguille coulissant dans ledit canal supplémentaire. Cette tige comporte une extrémité technique par exemple pointue ou acérée.

10                   De plus, pour réaliser du bon travail, il convient de disposer d'une image de bonne qualité. Or cette qualité optique ne peut être maintenue à un niveau satisfaisant pour un examen ou un travail précis dans le cas des très petits diamètres visés et particulièrement recherchés pour la finesse d'exploration et le moindre traumatisme lors des  
15 interventions.

La présente invention a pour but de remédier à ces inconvénients et de satisfaire à de nombreuses contraintes techniques pour obtenir les différents avantages visés.

20                   Le but de l'invention est de fournir dans tous ces cas, une alternative à l'utilisation coûteuse et complexe d'un microscope.

Un objet de l'invention vise donc à fournir un dispositif de micro-endoscopie de précision compacte, simple d'utilisation et peu coûteux.

25                   Un autre objet de l'invention vise à fournir un dispositif de micro-endoscopie améliorant la précision des interventions et permettant de réduire substantiellement le temps nécessaire pour effectuer ces interventions.

30                   Les objets assignés à l'invention sont atteints à l'aide d'un dispositif de micro-endoscopie de précision pour l'observation, l'intervention ou le prélèvement, comprenant un micro-endoscope destiné à être introduit dans un organe, un conduit, une cavité ou un orifice de dimensions réduites du corps d'un bébé, d'un patient ou d'un animal à examiner ou à traiter, ou à travers une paroi pour des applications en médecine ou en chirurgie humaine ou vétérinaire, ou pour la recherche

scientifique et l'expérimentation dans le domaine chirurgical, médical, pharmaceutique, biologique, ou vétérinaire, caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de déplacement de précision du micro-endoscope qui permet de le déplacer avec précision indépendamment selon trois  
5 axes directionnels perpendiculaires, et en ce que le micro-endoscope comporte un corps, une pièce de connexion optique reliant le micro-endoscope à un dispositif de vision et comportant une entrée optique prévue pour être reliée optiquement à une source de lumière LED et une  
10 sortie optique reliée à un dispositif de vision et une sonde micro-endoscopique rectiligne rigide ou semi-flexible comportant une extrémité proximale reliée au corps de l'endoscope et une extrémité distale prévue pour être introduite dans le corps du patient ou de l'animal ; et comprenant un fourreau tubulaire qui renferme au moins deux faisceaux de fibres optiques enveloppé chacun d'une gaine formant à chaque fois un canal  
15 longitudinal, dont un canal d'illumination, se prolongeant dans le corps du micro-endoscope et jusqu'à l'entrée de la pièce de connexion optique, ce canal d'illumination contenant un faisceau continu de fibres optiques destiné à conduire la lumière pour illuminer le site d'observation ou d'intervention, et un canal image se prolongeant dans le corps du micro-  
20 endoscope et jusqu'à la sortie optique de la pièce de connexion optique, ce canal contenant un faisceau continu de fibres optiques destiné à conduire l'image du site d'observation ou d'intervention jusqu'au dispositif de vision.

25 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, le dispositif de vision comprend une bonnette optique reliée au corps du micro-endoscope par l'intermédiaire d'un conduit optique.

30 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, le dispositif de vision comprend une caméra numérique et un système vidéo à écran de visualisation.

Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, le système vidéo à écran de visualisation comprend un micro-ordinateur portable.

Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, la pièce de connexion constitue une interface optique entre la caméra numérique et un conduit optique lequel est relié au corps du micro-endoscope.

5 Selon un exemple de réalisation, le dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention comprend un bloc unique intégrant la source de lumière LED et la caméra numérique, ledit bloc et la pièce de connexion comportant des moyens de couplage mutuels.

10 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, la caméra numérique comporte un capteur de formation d'image relié à un micro-ordinateur portable par une liaison informatique et une liaison d'alimentation de la source de lumière froide reliée également au micro-ordinateur portable et en ce que la caméra numérique présente une cavité de réception pour un  
15 oculaire d'agrandissement intégré dans la pièce de connexion optique et recevant l'image issue du canal image.

Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, la liaison informatique et la liaison d'alimentation sont réalisées avec au moins une liaison filaire du  
20 genre liaison « USB ».

Selon un autre exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, la liaison informatique est liaison sans fil du genre « BLUE TOOTH ».

25 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, la sonde micro-endoscopique comporte également un canal opératoire qui est un canal longitudinal creux, ouvert à l'extrémité distale de la sonde micro-endoscopique et destiné au passage d'instruments d'intervention, de prélèvement ou de diagnostic.

30 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, le canal opératoire se prolonge dans le corps du micro-endoscope et débouche au niveau d'une ouverture d'accès située à l'arrière du corps.

Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-

endoscopie de précision conforme à l'invention, le canal opératoire s'étendant dans la sonde micro-endoscopique, présente au moins dans ladite sonde, un diamètre compris entre 0,10 mm et 0,5 mm.

5 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, la sonde micro-endoscopique est semi-rigide et un diamètre extérieur inférieur à 1,5 mm.

10 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, la sonde micro-endoscopique présente une longueur utile comprise entre 5 mm et 700 mm.

Selon un autre exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, la sonde micro-endoscopique présente une longueur utile comprise entre 10 mm et 2000 mm.

15 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, la sonde micro-endoscopique présente un diamètre extérieur compris entre 0,3 mm et 4,5 mm.

20 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, la sonde micro-endoscopique comporte en outre, au niveau de l'extrémité distale de son canal image, un bloc optique à profondeur de champ étendue permettant d'obtenir une vision nette à proximité immédiate d'une paroi, d'une membrane ou de tout autre élément ou partie du corps du patient ou de l'animal.

25 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, le bloc optique est à zone inversée de netteté permettant une vision nette, au moins entre 0,5 mm et 10 mm d'une paroi ou d'un obstacle ou organe.

30 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, le dispositif de déplacement de précision comprend un bras sensiblement vertical ou horizontal qui supporte le corps du micro-endoscope.

Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-

endoscopie de précision conforme à l'invention, le dispositif de déplacement de précision est un micromanipulateur dont le déplacement est commandé manuellement ou électriquement.

5 Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie de précision conforme à l'invention, le dispositif de déplacement de précision comprend un système optique de réalité augmentée pour afficher des informations virtuelles sur l'écran de visualisation, lesquelles permettent de piloter avec plus de précision le déplacement et le positionnement de l'extrémité distale de la sonde micro-  
10 endoscopique, par exemple par rapport à un organe n'apparaissant pas sur l'écran de visualisation.

Selon un exemple de réalisation du dispositif de micro-endoscopie conforme à l'invention, la sonde micro-endoscopique se présente sous la forme d'un fourreau comportant au moins un canal  
15 d'illumination et un canal image formé pour le premier canal d'un faisceau de fibres optiques à forme de section en croissant à grand contour curviligne en contact avec la surface latérale du fourreau et pour le canal d'illumination d'un faisceau de fibres à forme générale de section droite en secteur circulaire dont la partie curviligne du périmètre est en contact avec  
20 la partie interne du contour curviligne de la forme en croissant du canal image.

Les objets assignés à l'invention sont également atteints à l'aide d'un micro-endoscope caractérisé en ce qu'il présente une sonde micro-endoscopique sous la forme d'un fourreau comportant au moins un  
25 canal d'illumination et un canal image formé pour le premier canal d'un faisceau de fibres optiques à forme de section en croissant à grand contour curviligne en contact avec la surface latérale du fourreau et pour le canal d'illumination d'un faisceau de fibres à forme générale de section droite en secteur circulaire dont la partie curviligne du périmètre est en  
30 contact avec la partie interne du contour curviligne de la forme en croissant du canal image.

Selon un exemple de réalisation du micro-endoscope de conforme à l'invention, le fourreau de la sonde micro-endoscopique comporte un canal opératoire s'étendant dans le canal d'image.

Le dispositif de micro-endoscopie selon l'invention peut ainsi avantageusement être utilisé dans des conduits naturels de très faible diamètre et/ou lorsque les dimensions d'accès sont réduites. Il ne nécessite par ailleurs que des passages d'accès de faible diamètre lorsqu'il y a lieu de perforer une paroi.

La procédure, l'examen et le travail sont notablement plus simples, plus rapides à mettre en œuvre, plus fiables et moins traumatisants que ceux utilisant un microscope. Le geste est plus précis et moins limité, diminuant ainsi tous les risques. En outre, le dispositif de micro-endoscopie selon l'invention revient environ dix fois moins cher qu'un microscope et procure un gain considérable de productivité.

Pour permettre d'atteindre une telle précision et une telle finesse, l'invention fournit un dispositif de micro-endoscopie de précision qui comprend un micro-endoscope et un dispositif de déplacement de précision du micro-endoscope, préférentiellement du type micromanipulateur.

Le micro-endoscope comporte un corps, une sonde endoscopique très fine et une pièce de connexion optique ou d'interface optique.

La sonde endoscopique comprend un fourreau tubulaire rigide, semi-rigide ou flexible qui enveloppe un canal d'illumination et un canal image contenant des fibres optiques très fines, et éventuellement un canal opératoire servant au passage d'un instrument. Elle comporte en outre, au niveau de l'extrémité distale de son canal image, un bloc optique à profondeur de champ particulièrement étendue notamment, à zone inversée de netteté, c'est-à-dire qui permet d'obtenir une vision nette à proximité immédiate d'une paroi, d'une membrane ou de tout autre élément ou partie du corps d'un être vivant.

Ces canaux se prolongent dans le corps du micro-endoscope et, pour le canal d'illumination et le canal image, jusqu'à la pièce de connexion optique ou d'interface optique au niveau de laquelle ils sont destinés à être reliés pour le premier à une source de lumière froide et pour le second à un dispositif de vision par exemple de type caméra.

Dans une version alternative, on utilise une caméra

numérique à source intégrée de lumière froide. Il n'est donc plus nécessaire de disposer d'une entrée séparée de lumière froide sur l'oculaire du micro-endoscope ni d'un dispositif complémentaire de formation d'image numérique.

5                   La qualité et la netteté de l'image fournie par le dispositif de micro-endoscopie conforme à l'invention est ainsi améliorée. En outre, la compacité des éléments constitutifs du dispositif de micro-endoscopie conforme à l'invention, permet de le transporter et de l'utiliser facilement, par exemple sur des sites dépourvus d'hôpitaux ou d'installations  
10                   médicales.

Afin d'offrir une plus grande précision de mouvement, la pièce de connexion optique est préférentiellement éloignée du corps du micro-endoscope auquel elle est reliée par l'intermédiaire d'un conduit optique.

15                   De façon plus générale, l'association de moyens constituant la présente invention comprend tout type de moyen de déplacement du micro-endoscope y compris ceux de type manuel.

D'autres caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront à la lecture de la description détaillée qui va suivre, description faite en référence aux dessins annexés, dans lesquels :  
20

- la figure 1 est une vue générale d'un exemple de dispositif de micro-endoscopie selon l'invention ;
- la figure 2 est une vue schématique en coupe longitudinale d'un exemple de réalisation de l'extrémité distale de la sonde endoscopique du micro-endoscope de la figure 4 selon la ligne de  
25                   coupe référencée II-II sur la figure 3 ;
- la figure 3 est une vue en coupe transversale d'une section courante de la sonde endoscopique du micro-endoscope de la figure 4 ;
- la figure 4 est une vue isolée du micro-endoscope appartenant au  
30                   dispositif de la figure 1 ;
- la figure 5 est une vue du micro-endoscope de la figure 4 dans lequel une aiguille d'injection a été engagée ;
- la figure 6 est une vue schématique illustrant un exemple de montage complet intégrant le dispositif de micro-endoscopie selon

l'invention pour une application d'injection d'un produit liquide derrière le tympan d'une souris,

- 5 - la figure 7 est une vue générale schématique analogue à celle de la figure 1 dans le cas d'un micro-endoscope conforme à l'invention, relié à une caméra numérique et à un écran de visualisation,
- la figure 8 est une vue générale schématique d'une première variante de réalisation d'un micro-endoscope conforme à l'invention, relié à une caméra numérique et à un micro-ordinateur du type portable,
- 10 - la figure 9 est une vue générale schématique d'une seconde variante de réalisation d'un micro-endoscope conforme à l'invention, relié à une caméra numérique et à un micro-ordinateur du type portable,
- les figures 10 et 11 sont des coupes respectivement longitudinale et transversale droite d'un exemple réalisation d'une sonde micro-endoscopique d'un micro-endoscope conforme à l'invention,
- 15 - et les figures 12 et 13 sont des coupes respectivement longitudinale et transversale droite d'un autre exemple réalisation d'une sonde micro-endoscopique d'un micro-endoscope conforme à l'invention.

20 Dans la suite, les éléments équivalents représentés sur les différentes figures, porteront les mêmes références numériques ou alphanumériques.

Il y a lieu de préciser que les exemples d'application décrits ne sont nullement limitatifs, mais qu'au contraire l'invention s'applique à tous les domaines possibles de la micro-endoscopie.

Sur les différentes figures, on a représenté un exemple de dispositif de micro-endoscopie 1 de précision selon l'invention. Ce dispositif de micro-endoscopie 1 comprend un micro-endoscope 2 et un ensemble de déplacement de précision 3.

30 L'ensemble de déplacement de précision 3 est un dispositif qui permet de déplacer le micro-endoscope 2 selon trois axes directionnels avec une grande précision et une grande stabilité. Il s'agit de préférence d'un dispositif de type micromanipulateur 4.

Le déplacement selon chacun de ces axes directionnels est commandé indépendamment par exemple manuellement au moyen d'un

levier, d'une molette 5 ou de tout autre moyen d'actionnement analogue permettant une importante démultiplication du mouvement. Ce déplacement peut également être commandé électriquement. Dans tous les cas sur cet exemple, le déplacement résultant du micro-endoscope est  
5 de très faible amplitude et extrêmement précis.

Sur l'exemple schématique représenté, le dispositif de déplacement de précision 3 est formé d'une embase 6 d'où s'élève un bras 7 sur la partie supérieure duquel est fixé le corps 8 du micro-endoscope 2. Le bras 7 peut être translaté selon trois axes  
10 perpendiculaires et son déplacement selon chacun de ces trois axes est commandé indépendamment par l'actionnement d'une ou des mollette(s) 5 se trouvant sur l'embase 6.

Selon les variantes de l'invention, le dispositif de déplacement de précision 3 et le micro-endoscope 2 peuvent être réalisés  
15 sous la forme d'un ensemble unitaire comme représenté schématiquement sur la figure 1, ou de deux éléments dissociables comme représentés aux figures 6 à 9.

Dans le dernier cas, le micro-endoscope 2 peut, selon les besoins ou les souhaits de l'utilisateur, être monté sur le dispositif de  
20 déplacement de précision 3 pour garantir une très grande précision de manipulation ou être dissocié de celui-ci pour être tenu et manipulé directement par l'utilisateur.

Cette généralisation permet une plus grande liberté de mouvements de la part de l'opérateur et ainsi de viser de multiples  
25 applications.

Selon l'exemple illustré à la figure 6, le bras 7 du micromanipulateur 4 se termine alors préférentiellement par un élément de réception 9 du corps 8 du micro-endoscope, tel que par exemple, une bague 10 ou une pince réglable, dans laquelle le corps 8 du micro-  
30 endoscope 2 peut être engagé et immobilisé de manière amovible.

Sur les exemples représentés aux figures 1, 6 et 7, le bras 7 du dispositif de déplacement de précision 3 est sensiblement vertical et supporte le micro-endoscope 2 en position horizontale. Selon une autre variante non représentée, le bras 7 peut également s'étendre

sensiblement horizontalement de manière à supporter le micro-endoscope 2 en position verticale.

De façon plus générale, le corps 8 du micro-endoscope 2 peut également servir de pièce à main ou de poignée de préhension et de  
5 maintien.

En plus du corps 8, le micro-endoscope 2 comprend également une sonde micro-endoscopique 11 et une pièce de connexion optique 12.

La sonde micro-endoscopique 11 est la partie du micro-  
10 endoscope 2 destinée à être au moins partiellement introduite dans le corps du patient ou de l'animal à examiner ou à traiter.

Il s'agit d'une pièce rectiligne allongée qui est reliée au corps 8 par son extrémité proximale 13 et dont l'extrémité distale 14 est prévue pour être amenée jusqu'au site d'observation ou interventionnel. On  
15 pourra se reporter aux figures 4, 5, 8 ou 9 notamment.

Selon les applications envisagées, la sonde micro-endoscopique 11 peut être semi-rigide ou souple et présente une longueur préférentiellement comprise entre 5 et 700 mm.

Selon les applications cette longueur peut être sensiblement  
20 augmentée même jusqu'à 2000 mm.

Il s'agit d'un tube de faible, voire de très faible diamètre servant de chemise ou de fourreau à deux ou trois espaces longitudinaux appelés ci-après canaux, délimités par des parois fines en matière synthétique ou métallique. Le tube est par exemple en acier inoxydable et  
25 les canaux sont par exemple réalisés par des gaines constituées de tresses métalliques enrobées d'une matière à base de « Téflon ».

Son diamètre extérieur est extrêmement faible pour qu'elle puisse être introduite dans des orifices, des conduits et des cavités de très petites dimensions tels que ceux appartenant notamment aux nouveau-  
30 nés ou aux animaux de petite taille ou à travers une paroi humaine ou animale.

Ainsi, la sonde micro-endoscopique 11 présente un diamètre extérieur préférentiellement inférieur à 1,5 mm, de préférence compris entre 0,3 mm et 4,5 mm et par exemple sensiblement égal à 1,2 mm dans

le cas d'un exemple d'utilisation d'un micro-endoscope 2 interventionnel.

Dans le cas d'un micro-endoscope 2 d'examen, la sonde endoscopique 11 peut être encore plus fine et même extrêmement fine.

Comme on le voit sur les figures 2 et 3, la sonde endoscopique 11 est formée d'un fourreau tubulaire creux 15 qui renferme  
5 plusieurs canaux longitudinaux, à savoir un canal d'illumination 16, un canal image 17 et éventuellement un canal opératoire 18.

Pour une version rigide ou semi-rigide de la sonde micro-endoscopique 11, le fourreau tubulaire 15 est par exemple un tube en  
10 acier inoxydable de qualité chirurgicale.

Selon un exemple de réalisation, ces canaux sont des espaces longitudinaux existant chacun dans une gaine flexible 19 en matière plastique extrudée. Il s'agit alors de cloisonnements intérieurs délimitant des volumes longitudinaux qui sont ou seront occupés par des  
15 guides de lumière par exemple des fibres optiques ou par un instrument de prélèvement ou de travail chirurgical ou une aiguille d'injection ou d'irrigation.

La gaine 19 garnie des fibres optiques en faisceau, est engagée dans le fourreau tubulaire 15 qui la maintient.

Il peut s'agir de gaines individuelles pour chaque faisceau de fibres optiques, l'une étant destinée à constituer le canal image 17 et l'autre étant destinée à constituer le canal d'illumination.

Le canal d'illumination 16 et le canal image 17 contiennent un ensemble de fibres optiques 20 formant à chaque fois un faisceau de  
25 fibre optiques qui s'étendent d'une extrémité à l'autre de la sonde micro-endoscopique 11 et constituent ainsi un système optique permettant l'illumination et l'observation visuelle en un point éloigné de la sonde micro-endoscopique 11.

Pour cela, deux faisceaux distincts de fibres optiques 20 sont  
30 utilisés, l'un placé dans le canal d'illumination 16 de l'extrémité proximale 13 à l'extrémité distale 14 de la sonde micro-endoscopique 11 et destiné à conduire la lumière, et l'autre agencé dans le canal image 17 de l'extrémité distale 14 à l'extrémité proximale 13 de la sonde micro-endoscopique 11 et servant à conduire l'image jusqu'à l'œil d'un

observateur ou jusqu'à une caméra de préférence numérique.

Pour satisfaire à l'objectif général de miniaturisation que se fixe l'invention, les fibres optiques 20 utilisées sont également très fines, préférentiellement de l'ordre d'un ou de deux dixièmes de millimètre de  
5 diamètre.

Comme on peut le voir sur la figure 2, le canal image 17 est terminé par un bloc optique 21 au niveau d'une fenêtre située à l'extrémité 14 appelée fenêtre distale 22. Ce bloc optique 21 est constitué de plusieurs composants optiques accolés ou juxtaposés pour permettre de  
10 remplir la fonction générale optique d'un objectif à grande profondeur de champ en vision très rapprochée. Il s'agit notamment de pouvoir disposer d'une zone de netteté extrêmement proche de l'extrémité distale 14 de manière à voir parfaitement ce qui se trouve à proximité immédiate de celle-ci avec un angle de vision suffisant par exemple de 90°.

15 Le bloc optique 21 est avantageusement obturé par une fenêtre de colmatage 21a.

On peut citer à titre d'exemple, la vision parfaite et simultanée de la pointe d'une aiguille sortant du canal opératoire 18 et de la paroi à perforer située à faible distance juste en face de l'extrémité  
20 distale 14.

Dans un mode de réalisation préférentiel de l'invention, le bloc optique 21 permet une vision parfaitement nette entre 0,5 mm et 10 mm d'une paroi.

Le bloc optique 21 est composé successivement, en allant  
25 vers l'extrémité distale, d'une fenêtre de vision 23, d'une fenêtre d'angle de vision 24 et d'une fenêtre de colmatage complémentaire 25, chacune étant matérialisée par au moins un composant d'optique par exemple d'un assemblage du type association de lentille concave et convexe ou objectif.

Dans une première variante de l'invention, le dispositif de  
30 micro-endoscopie 1 est réservé à l'examen. Dans ce cas non représenté, la sonde micro-endoscopique 11 ne comprend qu'un canal d'illumination 16 et un canal image 17.

Dans une variante de l'invention correspondant à celle représentée sur les figures 2, 3, 4, 5 et 10, la sonde micro-endoscopique

11 comprend un canal opératoire 18. Il s'agit d'un canal longitudinal creux, ouvert à l'extrémité distale 14 de la sonde micro-endoscopique 11. Ce canal s'étend sur toute la longueur de la sonde micro-endoscopique 11 et se prolonge dans le corps 8 du micro-endoscope 2 jusqu'à déboucher  
5 au niveau d'une ouverture d'accès 26 située de préférence à l'arrière du corps 8.

Ce canal opératoire 18, de préférence rectiligne sur toute sa longueur, est laissé vide de manière à pouvoir y faire passer et éventuellement y déplacer un ou plusieurs instruments permettant d'agir à  
10 distance sur le site interventionnel. On peut ainsi par exemple, y faire passer et éventuellement y déplacer une aiguille 27 d'injection reliée à un pousse-seringue 28 à extrémité engagée dans l'ouverture d'accès 26 du canal opératoire 18, ou une canule d'irrigation, une sonde, un cathéter, une micro-pince à biopsie, une électrode, un outil de prélèvement, un tube  
15 d'aspiration, un dispositif laser, à ultrasons ou à radio fréquences, un dispositif de découpe ou tout autre instrument approprié de nature quelconque par exemple d'intervention ou de prélèvement.

Le canal opératoire 18, intégré dans la sonde micro-endoscopique 11, y occupe par exemple l'espace supérieur interne. Son  
20 diamètre est faible par exemple généralement compris entre 0,3 mm et 0,5 mm, mais peut atteindre 1,2 mm. Cependant, un diamètre bien inférieur, par exemple de l'ordre de 0,10 mm, peut parfaitement être envisagé si l'on souhaite réaliser une sonde micro-endoscopique 11 particulièrement fine.

Grâce à ce canal opératoire 18, il est possible de réaliser à  
25 distance toute sorte d'interventions de grande précision sur le patient ou l'animal par exemple de petite taille. Il est ainsi possible entre autres, d'injecter un produit liquide, solide ou gazeux derrière une membrane ou toute autre structure anatomique de séparation, de réaliser un  
30 prélèvement par biopsie pour analyse, de procéder à une inspection, à des prélèvements internes par ponction, ponction-aspiration ou à l'aide d'une micro-pince à biopsie, d'instiller un agent thérapeutique, un marqueur ou un agent de contraste, ou encore de procéder à une irrigation ou par exemple d'insuffler un gaz en vue d'une coelioscopie.

Comme l'éventuel canal opératoire 18, le canal d'illumination 16 et le canal image 17 contenant chacun des fibres optiques 20, se prolongent dans le corps 8 du micro-endoscope 2 jusqu'à déboucher au niveau d'une ouverture de sortie 29, préférentiellement commune, située  
5 par exemple sur le côté du corps 8.

Un conduit optique 30 permet de raccorder cette ouverture de sortie 29 à la pièce de connexion optique 12, les fibres optiques 20 pouvant ainsi être continues de l'extrémité distale 14 de la sonde micro-endoscopique 11 jusqu'à la pièce de connexion optique 12.

10 La pièce de connexion optique 12 comporte de façon classique une entrée 31 d'un conduit de lumière et une bonnette optique 32 pour l'observation directe par un utilisateur. Cette bonnette optique 32 peut être couplée à un dispositif de vision. Ce dernier comprend par exemple un capteur 33 de caméra, une micro-caméra, ou un système  
15 vidéo 34 à écran de visualisation 35. Selon l'exemple de réalisation illustré à la figure 6, un ensemble générateur et de commande 36 comprenant une source de lumière froide, relié à l'entrée 31, permet d'injecter la lumière dans le conduit d'illumination. Il en résulte une utilisation plus aisée et confortable ainsi que des prises de vues et des enregistrements  
20 vidéo.

Avantageusement, la pièce de connexion optique 12 n'est pas réalisée dans le prolongement du corps 8 du micro-endoscope 2, mais est préférentiellement éloignée de celui-ci auquel elle est reliée par l'intermédiaire du conduit optique 30. Ceci permet une gestuelle très  
25 précise et donc une meilleure précision de mouvement de la sonde endoscopique 11.

Un exemple particulièrement avantageux d'application du dispositif selon l'invention, pour l'injection d'un produit liquide à travers le tympan d'une souris 37 de laboratoire est détaillé ci-après à titre  
30 d'exemple, en référence à la figure 6.

Cette figure montre de façon non limitative une utilisation particulière dans le cadre d'une expérimentation sur un animal du type souris de laboratoire. On veut injecter une petite quantité contrôlée d'un produit liquide derrière le tympan de la souris 37.

Après anesthésie, la souris 37 est placée sur un support 38 de hauteur réglable.

Grâce au dispositif de déplacement de précision 3, la sonde micro-endoscopique 11 est introduite dans l'oreille de l'animal et guidée avec précision dans son conduit auditif jusqu'à proximité immédiate de sa membrane tympanique.

Le bloc optique 21 permet d'avoir une vision nette de la zone d'intervention même à proximité immédiate du tympan.

On introduit alors l'aiguille 27 dans le canal opératoire 18 du micro-endoscope 2 et on surveille visuellement la progression de sa pointe au-delà de l'extrémité distale 13 de la sonde micro-endoscopique 11 sur l'écran de visualisation 35 grâce au micro-endoscope 2.

On pousse l'aiguille 27 avec une grande précision à travers le tympan et on procède à l'injection voulue.

On retire l'aiguille 27 et on attend le retour ad integrum de la membrane tympanique, ce qui est d'autant plus rapide que la traversée a été précise et ponctuelle.

La sonde endoscopique 11 est minutieusement retirée, la souris 37 est réveillée et l'étude peut se poursuivre.

Grâce au dispositif selon l'invention, on peut réaliser cet acte de façon reproductible sans déchirer la structure à traverser, à savoir dans ce cas le tympan de la souris, ni blesser aucune autre structure anatomique non visée par l'acte lui-même, telle que la fenêtré ronde par exemple.

On peut ainsi réaliser des interventions itératives chez le même animal sans sacrifice.

En outre, le temps de mise en œuvre d'une telle procédure est de quelques minutes, soit largement inférieur à celui requis avec un microscope opératoire dont l'utilisation demande plusieurs heures. Le gain de productivité est considérable et les chances de succès sont améliorées par la brièveté de l'anesthésie.

On décrira maintenant une autre variante encore améliorée du dispositif de micro-endoscopie conforme à l'invention. Dans cet exemple de réalisation, le dispositif de vision comprend une caméra ou

micro-caméra numérique 38 en référence aux figures 7 à 9.

La caméra numérique 38 comporte une source de lumière froide par exemple du type à diode(s) électroluminescente(s), appelée aussi source de lumière LED 39. Pour des raisons pratiques et de compacité, cette source de lumière froide 39 est intégrée à la caméra numérique 38 par exemple sous la forme d'un bloc unique 40, faisant partie du corps de la caméra numérique 38. Cette dernière comporte un capteur d'image 41 sous la forme d'un plan détecteur et de formation d'image par exemple à réseau de capteurs CCD ou tout autre capteur ou détecteur. L'ensemble est relié par une liaison informatique 42, du genre câble double, à l'écran de visualisation 35 d'un ordinateur, de préférence un micro-ordinateur portable 43. Un programme informatique permet la formation d'images sur un écran 43b du micro-ordinateur 43 ou sur un autre écran 35 indépendant, à partir du capteur d'image 41 de la caméra numérique 38.

Dans une version améliorée, le transport ou l'émission des composantes et caractéristiques de l'image jusqu'au micro-ordinateur 43 peut s'effectuer par une liaison sans fil 42a par tout moyen de transmission à distance. Des émetteurs/récepteurs 40a et 43a sont avantageusement prévus à cet effet. L'émetteur/récepteur 40a, relié ou intégré au bloc unique 40 comporte avantageusement une alimentation électrique. L'émetteur/récepteur 40a est par exemple relié à la source de lumière froide 39 et au capteur d'image 41, respectivement par deux liaisons filaires 39a et 41a.

Le câble double 42 possède d'une part une liaison fonctionnelle avec le réseau de capteurs CCD du capteur d'image 41 et d'autre part une liaison d'alimentation de la source de lumière froide toutes deux connectées au micro-ordinateur.

Dans le cas d'une transmission sans fil, l'alimentation de la source de lumière LED 39 ainsi que les circuits de la caméra numérique 38 pourra s'effectuer en interne ou en externe par une batterie intégrée ou extérieure.

A l'intérieur de la caméra numérique 38, la lumière froide est injectée dans un faisceau de fibres optiques 39b qui sert à la transporter

jusqu'à l'extérieur du corps de la caméra numérique 38.

La caméra numérique 38 possède également un logement récepteur 38b terminé par une paroi de protection optique en face du capteur d'image 41.

5 Le logement récepteur 38b est prévu pour recevoir un oculaire 44 grand angle, en saillie sur la pièce de connexion 12 ou d'un ensemble d'interface optique dont le bloc mécanique 45 est par exemple amovible du corps de la caméra numérique 38 ou du bloc unique 40.

10 Le bloc mécanique 45 se prolonge par une partie cylindrique équipée de lentilles formant l'oculaire 44 qui est un ensemble optique du type grand angle, destiné à projeter une image à grand champ de vision sur le capteur d'image 41 de la caméra numérique 38. L'oculaire 44 se prolonge à l'intérieur du bloc 45 par une liaison optique 48 qui se couple optiquement avec le faisceau de fibres optiques 20 de transport d'image  
15 d'un conduit optique 30 constituant la liaison au micro-endoscope 2.

Le conduit optique 30 renferme également un faisceau de fibres optiques de transport de lumière couplé à la source de lumière froide 39 intégrée à la caméra numérique 38 à travers l'interface optique 45 par un coupleur de lumière d'entrée 46 et un coupleur de lumière de  
20 sortie. Le coupleur de lumière d'entrée 46 est situé sur la petite face du bloc mécanique 45 de la pièce constituant l'interface optique et venant se placer en face d'une partie du front avant du bloc unique 40. Sur cette petite face se trouve avantageusement deux guides de positionnement permettant un positionnement relatif parfait entre la sortie optique de la source de lumière LED 39 et le coupleur de lumière d'entrée 46.  
25

Le coupleur d'entrée se trouve en face d'une lentille de sortie 39b du corps de la caméra numérique 38 lorsque l'interface optique 45 est montée sur la caméra numérique 38. Cette lentille de sortie 54 reçoit la lumière de la source de lumière LED 39 intégrée au bloc unique 40  
30 comportant la caméra numérique 38.

Le conduit optique 30 arrive à l'entrée optique du micro-endoscope 2 et plus précisément de la sonde micro-endoscopique 11.

On décrira ci-après un exemple de sonde micro-endoscopique 11 pouvant équiper un tel micro-endoscope 2 utilisable

dans le cadre de la présente invention.

Il s'agit d'une pièce rectiligne et allongée, par exemple rigide ou semi-rigide voire flexible, qui présente une entrée 58 pour le conduit optique et dont l'extrémité distale 14 est prévue pour être amenée jusqu'au site d'observation ou interventionnel. Sa longueur est de préférence comprise entre 5 et 700 mm, mais peut atteindre 2000 mm dans le cas d'applications vétérinaires sur de gros animaux.

Comme précédemment, il s'agit d'un tube de faible, voire de très faible diamètre, servant de chemise ou de fourreau 15 à deux ou trois espaces longitudinaux appelés ci-après canaux occupés par des faisceaux de fibres optiques enveloppés par des gaines formant des parois fines en matière synthétique maintenant chaque faisceau selon des formes de section particulières par exemple celles représentées sur la figure 9.

Ces faisceaux de fibres optiques 20 servent de guides lumière. L'un des faisceaux est le faisceau d'illumination dont la section droite est en forme générale de croissant qui transporte la lumière dans un canal d'illumination 16a, alors que l'autre faisceau est un faisceau image qui sert à l'observation de l'image illuminée par le faisceau d'illumination et transporte l'image le long d'un canal image 17a.

La section droite du canal image est de forme générale en secteur semi-circulaire et occupe à peu près la même surface de la section droite de la sonde micro-endoscopique 2 que celle occupée par le canal d'illumination. Le reste de la section droite est en général occupé par un canal opératoire 18 destiné à servir de guide de maintien et éventuellement de déplacement à un instrument opératoire par exemple à un instrument de prélèvement ou de travail chirurgical ou à une aiguille d'injection ou d'irrigation.

Les surfaces des faisceaux d'illumination et image sont en contact l'une avec l'autre et avec la surface latérale intérieure de la sonde micro-endoscopique 11.

Comme visible sur la figure 9, la forme générale en croissant de la section droite du faisceau d'illumination présente un grand côté curviligne en contact avec la paroi du fourreau 15, alors que son petit côté

curviligne est en contact avec le côté en regard de la surface de section droite du faisceau image. La raison en est qu'il faut amoindrir la diffusion de la lumière apportée par le faisceau d'illumination. La plus grande partie de sa surface est en contact avec la paroi intérieure du fourreau 15 de la sonde micro-endoscopique 11, laquelle est opaque.

Par ailleurs, on remarque que la section droite de la sonde micro-endoscopique 11 est entièrement occupée par les faisceaux d'illumination et d'image de manière à utiliser au maximum les capacités optiques notamment en densité de lumière de ces faisceaux.

Pour satisfaire à l'objectif général de miniaturisation que se fixe l'invention, les fibres optiques 20 utilisées sont également très fines, préférentiellement de l'ordre d'un ou de deux dixièmes de millimètre de diamètre.

Comme précédemment et comme on peut le voir aux figures 10 et 12, le canal image 17a est terminé par un bloc optique 21 au associés à une fenêtre ou lentille de protection 21b et 21c, situées à l'extrémité distale 14 de la sonde micro-endoscopique 2.

Le bloc optique 21 est constitué de plusieurs composants optiques accolés ou juxtaposés pour permettre de remplir la fonction optique d'un objectif à grande profondeur de champ en vision nette très rapprochée. Il s'agit notamment de pouvoir disposer d'une zone de netteté extrêmement proche de l'extrémité distale 14 de manière à voir parfaitement ce qui se trouve à proximité immédiate de celle-ci avec un angle de vision suffisant par exemple de 90°.

Le bloc optique 21 est composé successivement, par exemple d'une succession des composants optiques 23, 24, 25, par exemple du type objectif ou lentille qui en allant vers l'extrémité distale 14 sont un objectif d'angle, un objectif de netteté rapprochée, et une lentille de colmatage.

Le but de netteté rapprochée ou inversée peut être atteint par l'utilisation d'une lentille présentant une face concave suivie d'une face convexe tournée vers l'extrémité distale 14 ou tout dispositif optique équivalent.

Dans la variante de l'invention réservée exclusivement à

l'examen, la sonde micro-endoscopique 11 ne comprend qu'un canal d'illumination 16a et un canal image 17a, comme cela est illustré aux figures 12 et 13.

5 Dans les autres cas, il existe un canal opératoire 18, de préférence rectiligne sur toute sa longueur et délimitant un espace libre dans lequel peut passer et éventuellement se déplacer, un ou plusieurs instruments permettant d'agir à distance sur le site interventionnel. On peut ainsi par exemple, y faire passer et éventuellement s'y faire déplacer  
10 une aiguille d'injection ou une canule d'irrigation, une sonde, un cathéter, une micro-pince à biopsie, une électrode, un outil de prélèvement, un tube d'aspiration, un dispositif laser, à ultrasons ou à radio fréquences, un dispositif de découpe ou tout autre instrument approprié de nature quelconque.

Grâce à ce canal opératoire 18, il est possible de réaliser à  
15 distance toute sorte d'interventions et de prélèvements ou d'injections de grande précision sur le patient ou l'animal.

De manière évidente, l'invention ne se limite pas aux modes de réalisation préférentiels décrits précédemment et représentés pour certains, sur les différentes figures, l'homme du métier pouvant y apporter  
20 de nombreuses modifications et imaginer d'autres variantes sans sortir ni de la portée, ni du cadre de l'invention définis par les revendications.

On peut citer de façon non limitative en plus de celles déjà mentionnées ci-dessus, toute une suite d'exemples d'applications telles que l'examen et la chirurgie néonatale, ceux des articulations, des  
25 organes peu profonds et toutes les applications que l'homme du métier peut imaginer.

## REVENDEICATIONS

1. Dispositif de micro-endoscopie de précision pour l'observation, l'intervention ou le prélèvement, comprenant un micro-endoscope (2) destiné à être introduit dans un organe, un conduit, une cavité ou un orifice de dimensions réduites du corps d'un bébé, d'un patient ou d'un animal à examiner ou à traiter, ou à travers une paroi pour des applications en médecine ou en chirurgie humaine ou vétérinaire, ou pour la recherche scientifique et l'expérimentation dans le domaine chirurgical, médical, pharmaceutique, biologique, ou vétérinaire,
- caractérisé en ce qu'il comprend un dispositif de déplacement de précision (3) du micro-endoscope (2) qui permet de le déplacer avec précision indépendamment selon trois axes directionnels perpendiculaires ;
- et en ce que le micro-endoscope (2) comporte :
- un corps (8) ;
  - une pièce de connexion optique (12) reliant le micro-endoscope (2) à un dispositif de vision et comportant une entrée optique (31) prévue pour être reliée optiquement à une source de lumière LED et une sortie optique reliée à un dispositif de vision ; et
  - une sonde micro-endoscopique (11) rectiligne comportant une extrémité proximale (13) reliée au corps (8) du micro-endoscope (2) et une extrémité distale (14) prévue pour être introduite dans le corps du patient ou de l'animal ; et comprenant un fourreau tubulaire (15) qui renferme au moins deux faisceaux de fibres optiques (20) enveloppés chacun d'une gaine formant à chaque fois un canal longitudinal, dont :
    - . un canal d'illumination (16,16a), se prolongeant dans le corps du micro-endoscope (2) et jusqu'à l'entrée (31) de la pièce de connexion optique (12), ce canal d'illumination (16,16a) contenant un faisceau continu de fibres optiques (20) destiné à conduire la lumière pour illuminer le site d'observation ou d'intervention, et
    - . un canal image (17,17a) se prolongeant dans le corps du micro-endoscope (2) et jusqu'à la sortie optique (32) de la pièce de connexion optique (12), ce canal (17,17a) contenant un faisceau

continu de fibres optiques (20) destiné à conduire l'image du site d'observation ou d'intervention jusqu'au dispositif de vision.

2. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon la revendication 1, caractérisé en ce que le dispositif de vision comprend une  
5 bonnette optique (32) reliée au corps (8) du micro-endoscope (2) par l'intermédiaire d'un conduit optique (30).

3. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon la revendication 1 ou 2, caractérisé en ce que le dispositif de vision comprend une caméra numérique (38) et un système vidéo (34) à écran  
10 de visualisation (35,43b).

4. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon la revendication 3, caractérisé en ce que le système vidéo (34) à écran de visualisation (35) comprend un micro-ordinateur portable (43).

5. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon la revendication 3 ou 4, caractérisé en ce que la pièce de connexion (12) constitue une interface optique entre la caméra numérique (38) et un  
15 conduit optique (30) lequel est relié au corps (8) du micro-endoscope (2).

6. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon l'une quelconque des revendications 3 à 5, caractérisé en ce qu'il  
20 comprend un bloc unique (40) intégrant la source de lumière LED et la caméra numérique (38), ledit bloc unique (40) et la pièce de connexion (12) comportant des moyens de couplage optique mutuels.

7. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon la revendication 4, caractérisé en ce que la caméra numérique (38)  
25 comporte un capteur de formation d'image (41) relié à un micro-ordinateur portable par une liaison informatique (42) et une liaison d'alimentation de la source de lumière LED reliée également au micro-ordinateur portable (43) et en ce que la caméra numérique (38) présente une cavité de réception (38b) pour un oculaire d'agrandissement (44) intégré à la pièce  
30 de connexion optique (12) et recevant l'image issue du canal image (17).

8. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon la revendication 7, caractérisé en ce que la liaison informatique (42) et la liaison d'alimentation sont réalisées avec au moins une liaison filaire du genre liaison « USB ».

9. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon la revendication 7, caractérisé en ce que la liaison informatique (42) est liaison sans fil du genre « BLUE TOOTH ».

5 10. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon l'une quelconque des revendications 1 à 9, caractérisé en ce que la sonde micro-endoscopique (11) comporte également un canal opératoire (18) qui est un canal longitudinal creux, ouvert à l'extrémité distale (14) de la sonde micro-endoscopique (11) et destiné au passage d'instruments d'intervention, de prélèvement ou de diagnostic.

10 11. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon la revendication 10, caractérisé en ce que le canal opératoire (18) se prolonge dans le corps (8) du micro-endoscope (2) et débouche au niveau d'une ouverture d'accès (26) située à l'arrière du corps (8).

15 12. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon la revendication 10 ou 11, caractérisé en ce que le canal opératoire (18) s'étendant dans la sonde micro-endoscopique (11), présente au moins dans ladite sonde, un diamètre compris entre 0,10 mm et 0,5 mm.

20 13. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon l'une quelconque des revendications 1 à 12, caractérisé en ce que la sonde micro-endoscopique (11) est semi-rigide et un diamètre extérieur inférieur à 1,5 mm.

25 14. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon l'une quelconque des revendications 1 à 13, caractérisé en ce que la sonde micro-endoscopique (11) présente une longueur utile comprise entre 5 mm et 700 mm.

30 15. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon l'une quelconque des revendications 1 à 13, caractérisé en ce que la sonde micro-endoscopique (11) présente une longueur utile comprise entre 10 mm et 2000 mm.

16. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la sonde micro-endoscopique (11) présente un diamètre extérieur compris entre 0,3 mm et 4,5 mm.

17. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon

l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que la sonde micro-endoscopique (11) comporte en outre, au niveau de l'extrémité distale de son canal image (17,17a), un bloc optique (21) à profondeur de champ étendue permettant d'obtenir une vision nette à  
5 proximité immédiate d'une paroi, d'une membrane ou de tout autre élément ou partie du corps du patient ou de l'animal.

18. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon la revendication 17, caractérisé en ce que le bloc optique (21) est à zone inversée de netteté permettant une vision nette, au moins entre 0,5 mm et  
10 10 mm d'une paroi ou d'un obstacle ou organe.

19. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le dispositif de déplacement de précision (3) comprend un bras (7) sensiblement vertical ou horizontal qui supporte le corps (8) du micro-  
15 endoscope (2).

20. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le dispositif de déplacement de précision (3) est un micromanipulateur (4) dont le déplacement est commandé manuellement ou électriquement.

20 21. Dispositif de micro-endoscopie de précision selon l'une quelconque des revendications précédentes, caractérisé en ce que le dispositif de déplacement de précision (3) comprend un système optique de réalité augmentée pour afficher des informations virtuelles sur l'écran de visualisation (35,43b), lesquelles permettent de piloter avec plus  
25 de précision le déplacement et le positionnement de l'extrémité distale (14) de la sonde micro-endoscopique (11), par exemple par rapport à un organe n'apparaissant pas sur l'écran de visualisation (35).

22. Micro-endoscope (2) caractérisé en ce qu'il présente une sonde micro-endoscopique (11) sous la forme d'un fourreau (15)  
30 comportant au moins un canal d'illumination (16,16a) et un canal image (17,17a) formé pour le premier canal d'un faisceau de fibres optiques à forme de section en croissant à grand contour curviligne en contact avec la surface latérale du fourreau (15) et pour le canal d'illumination (16,16a) d'un faisceau de fibres à forme générale de section droite en secteur

circulaire dont la partie curviligne du périmètre est en contact avec la partie interne du contour curviligne de la forme en croissant du canal image (17,17a).

23. Micro-endoscope (2) selon la revendication 22,  
5 caractérisé en ce que le fourreau (15) de la sonde micro-endoscopique (11) comporte un canal opératoire (18) s'étendant dans le canal d'image (17a).

1/8

FIG. 1

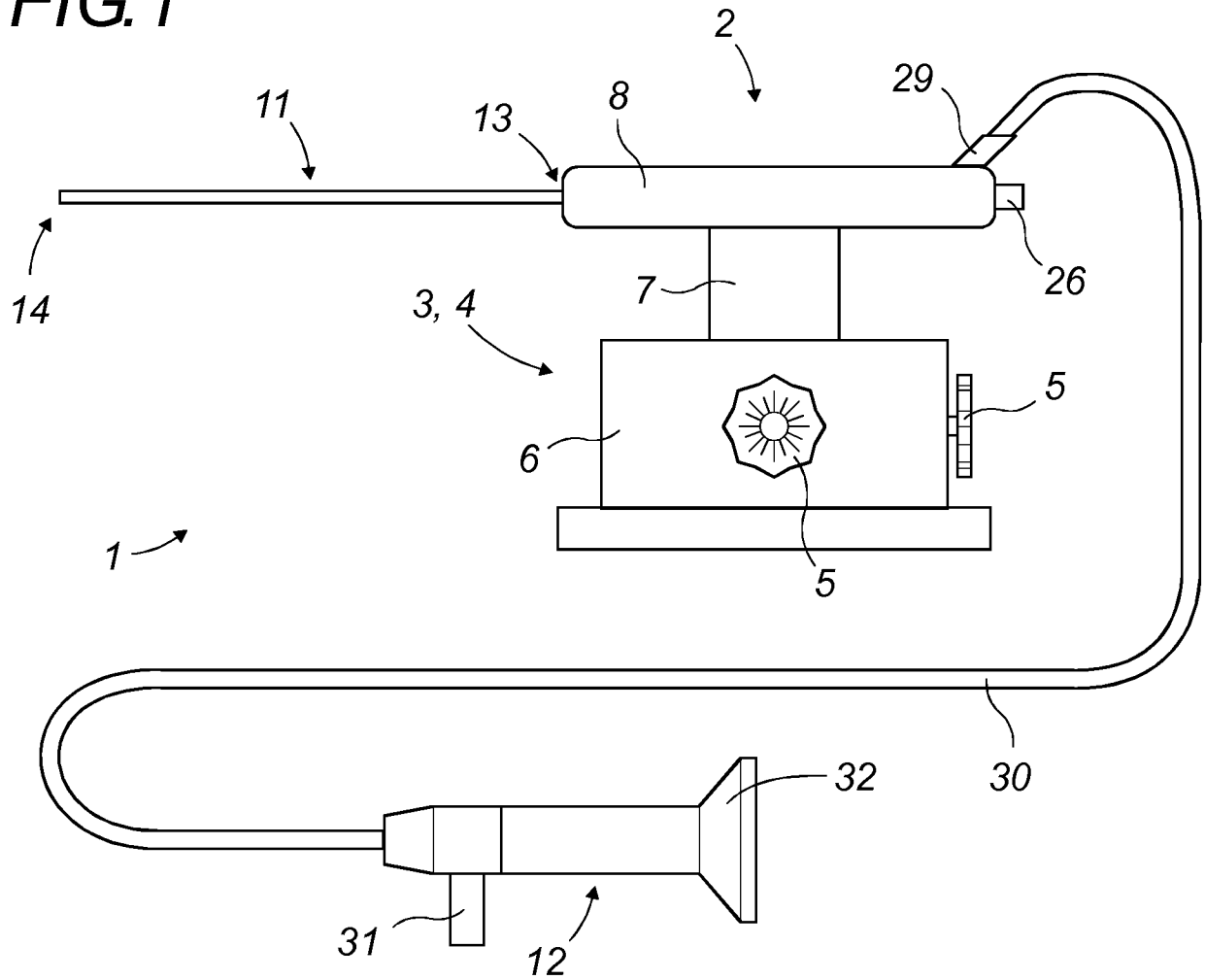


FIG. 2

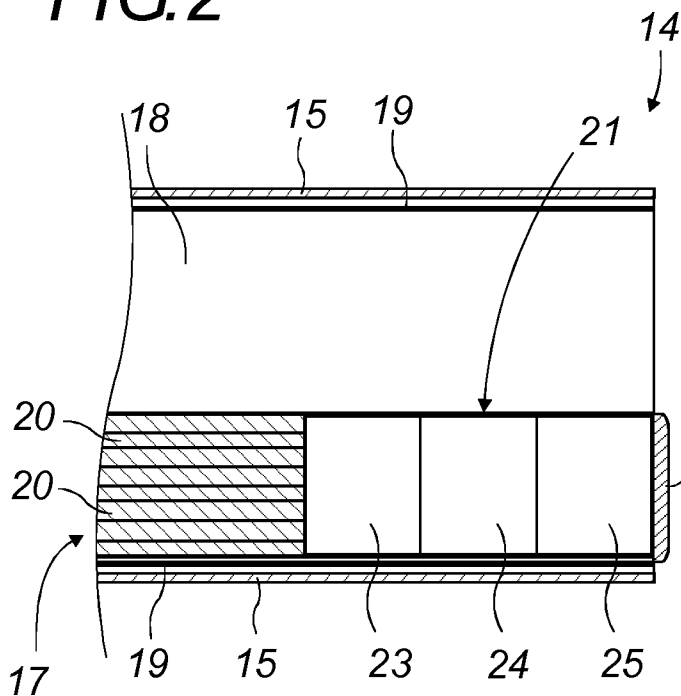
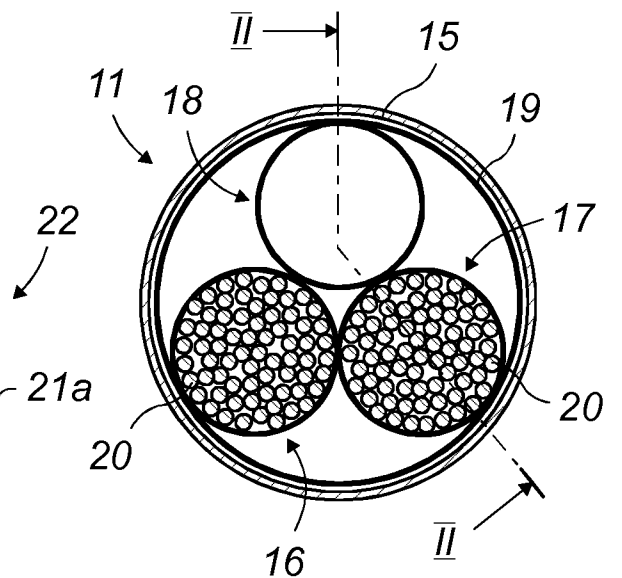


FIG. 3





3/8

FIG.5

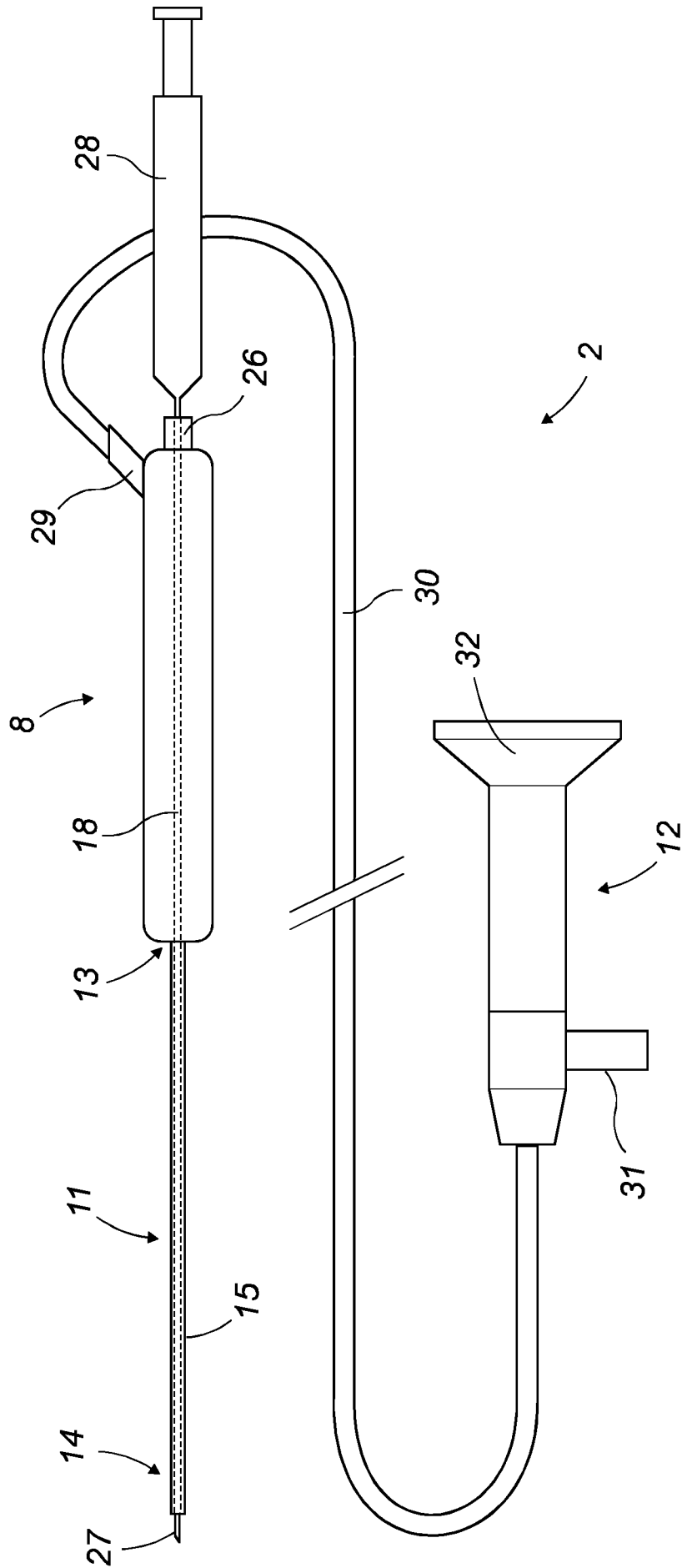


FIG. 6

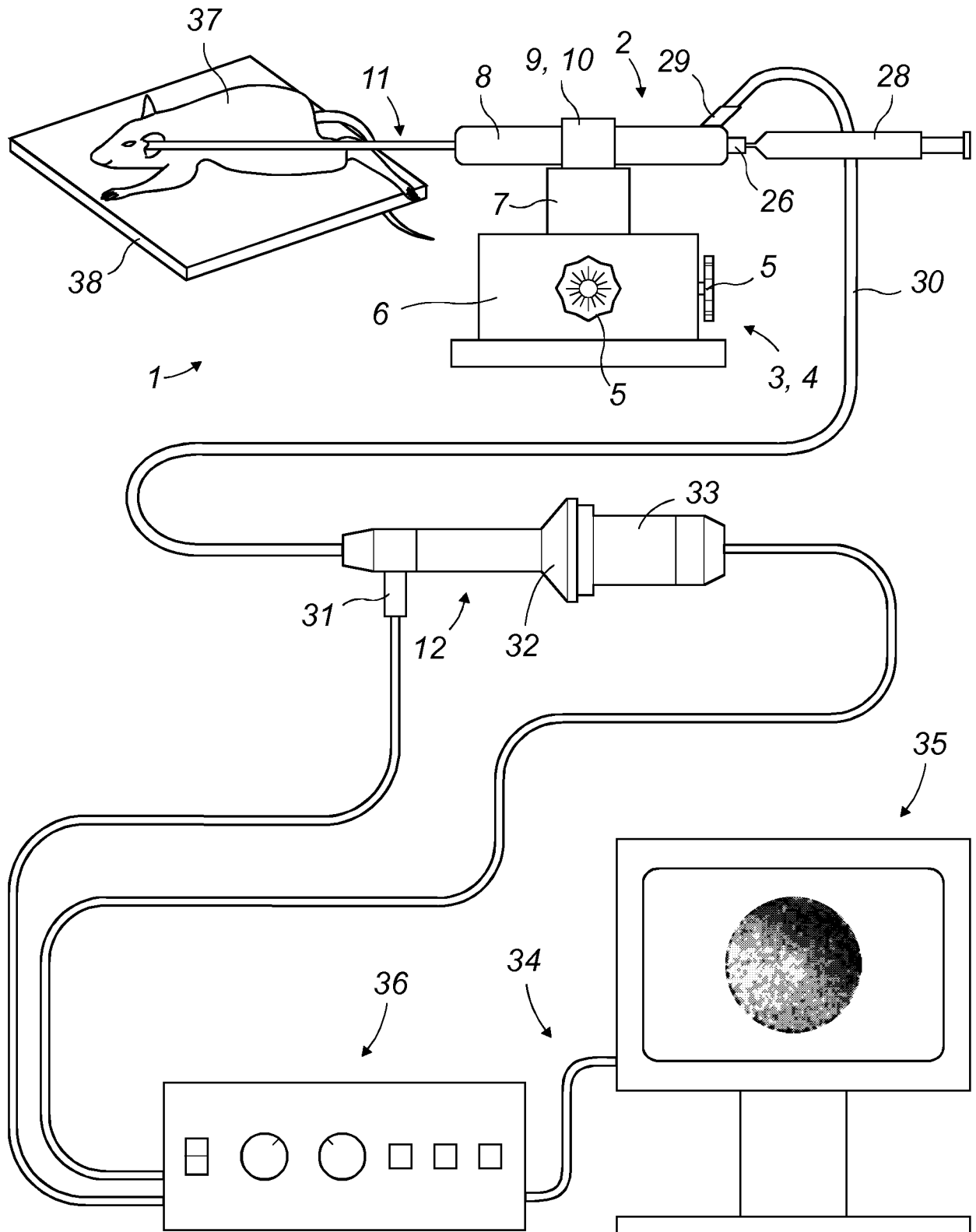


FIG. 7

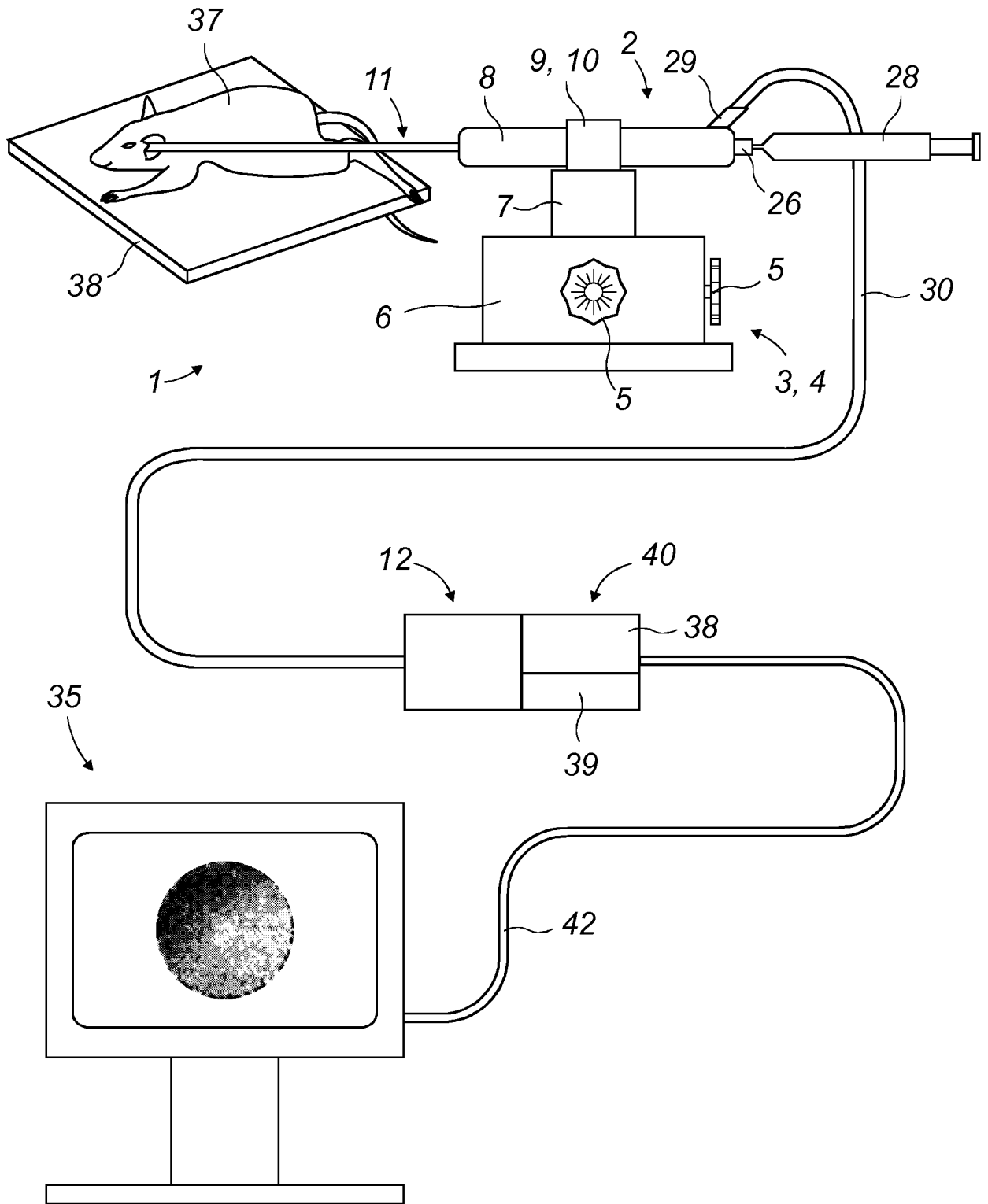


FIG. 8

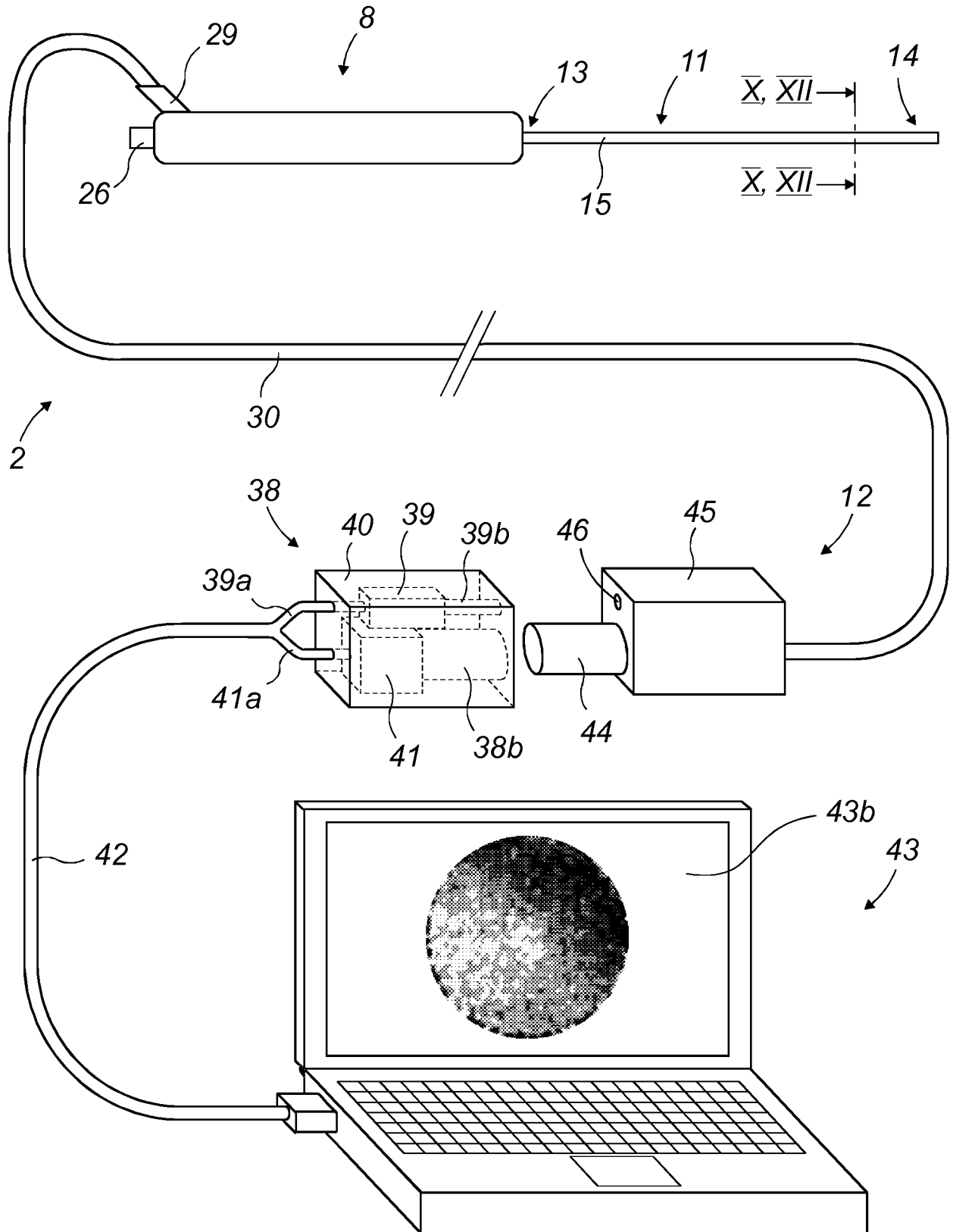


FIG. 9

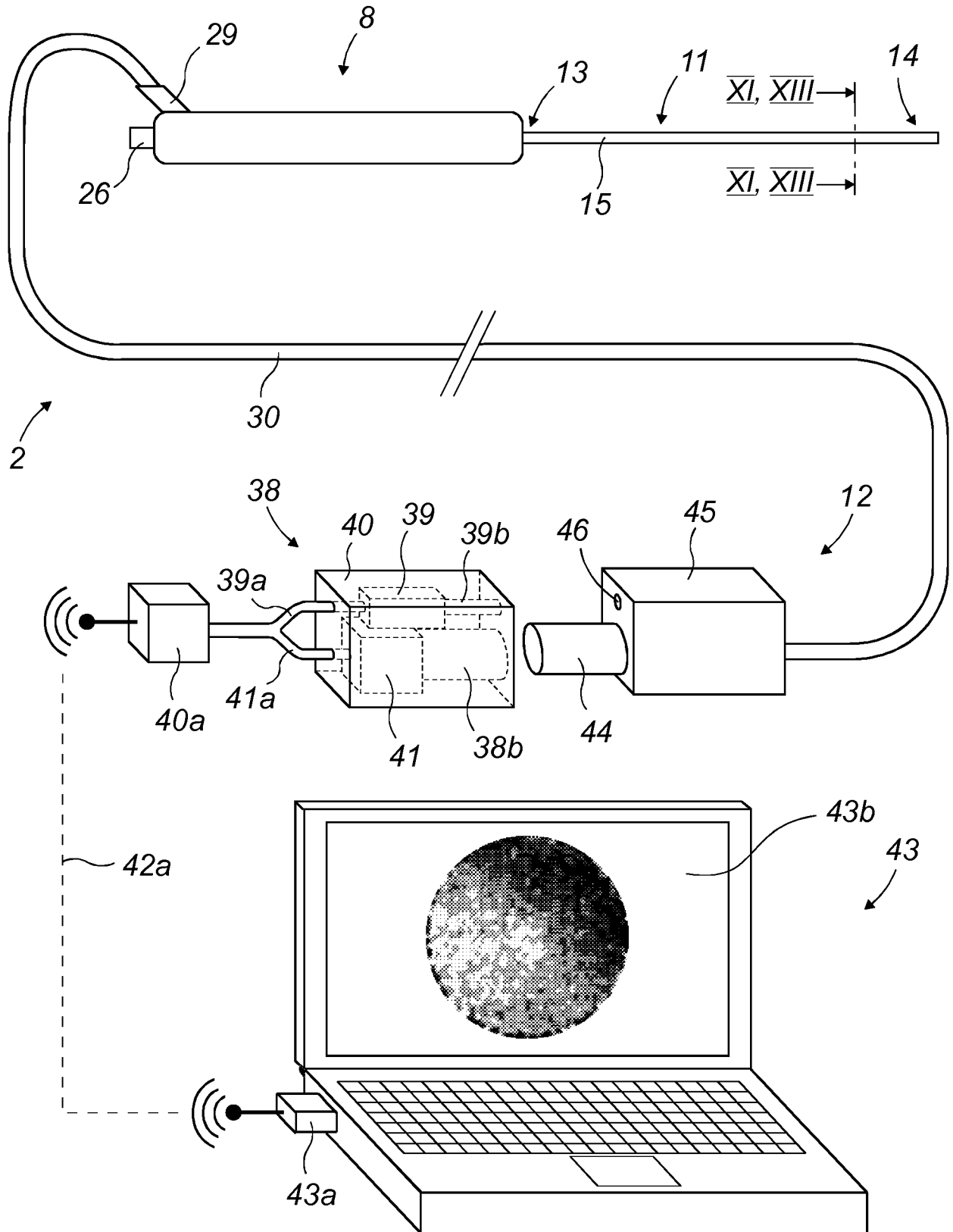


FIG. 10

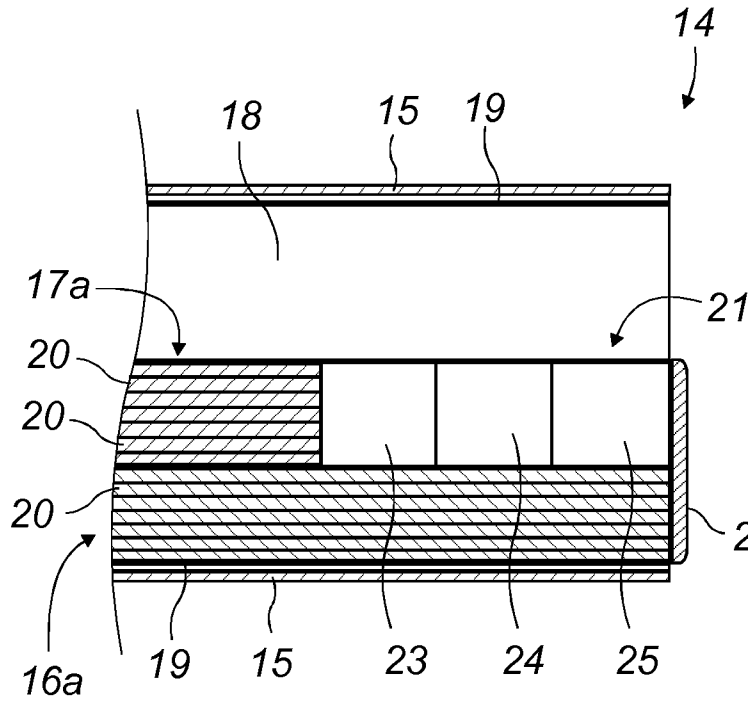


FIG. 11

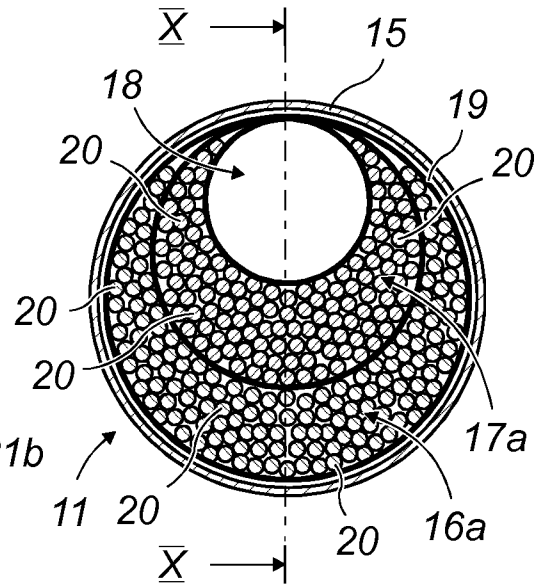


FIG. 12

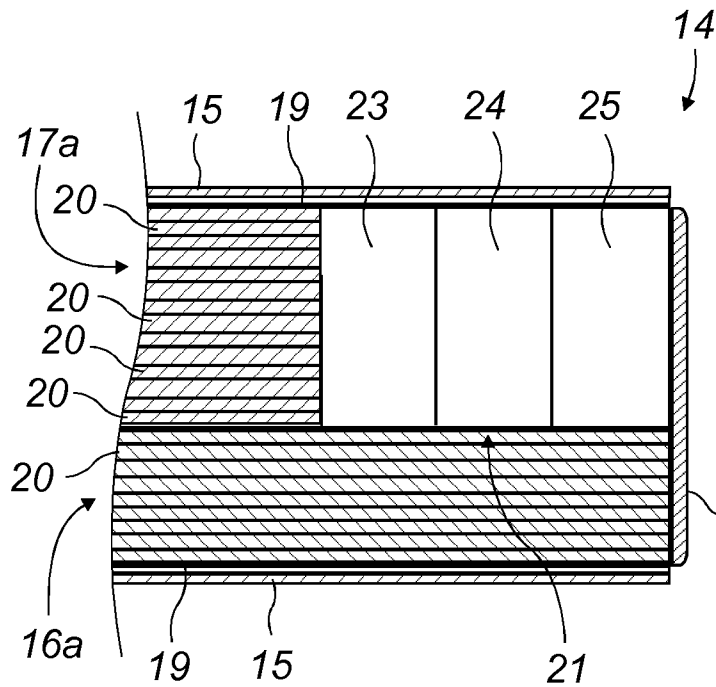


FIG. 13

