

①9 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE  
INSTITUT NATIONAL  
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE  
COURBEVOIE

①1 N° de publication :  
(à n'utiliser que pour les  
commandes de reproduction)

**3 130 542**

②1 N° d'enregistrement national : **21 14199**

⑤1 Int Cl<sup>8</sup> : **A 61 B 18/22 (2022.01), A 61 B 18/24, 17/00**

⑫

**DEMANDE DE BREVET D'INVENTION**

**A1**

②2 Date de dépôt : 21.12.21.

③0 Priorité :

④3 Date de mise à la disposition du public de la demande : 23.06.23 Bulletin 23/25.

⑤6 Liste des documents cités dans le rapport de recherche préliminaire : *Se reporter à la fin du présent fascicule*

⑥0 Références à d'autres documents nationaux apparentés :

Demande(s) d'extension : Polynésie-Fr

⑦1 Demandeur(s) : ANASTASIE Bruno — FR.

⑦2 Inventeur(s) : ANASTASIE Bruno.

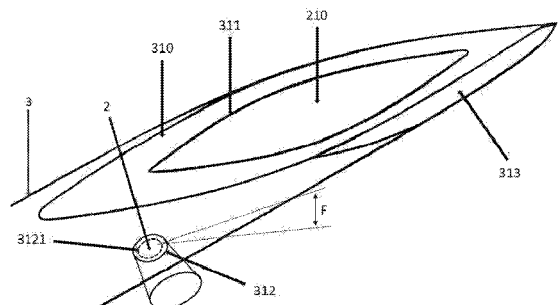
⑦3 Titulaire(s) : ANASTASIE Bruno.

⑦4 Mandataire(s) : FABIANI Marie-Hélène.

⑤4 Instrument Médical et système comprenant un tel instrument.

⑤7 La présente invention concerne un instrument médical (1) comprenant une extrémité distale libre destinée à pénétrer dans un tissu ou un organe et/ou un vaisseau sanguin et une extrémité proximale connectable à une source de lumière (10), ledit instrument comprenant un support (3) tubulaire dans lequel est monté au moins un guide de lumière (2), ledit support (3) comportant une extrémité distale biseautée comprenant au moins un orifice formant une première sortie optique, pour une émission sensiblement frontale de la lumière par ledit guide (2) via ladite première sortie optique, ledit instrument étant caractérisé en ce qu'il comprend au moins un moyen de déviation optique (210, 310, 312, 313) de la lumière formant une seconde sortie optique, pour une émission de lumière déviée, comprenant au moins un usinage sur une portion distale de l'instrument, avec au moins un polissage réfléchissant et/ou concave pour une convergence de la lumière et/ou convexe pour une divergence de la lumière, ledit polissage étant réalisé sur ledit guide de lumière (2) et/ou sur ledit support (3).

Figure à publier avec l'abrégé: Fig. 11



FR 3 130 542 - A1



## **Description**

### **Titre de l'invention : Instrument Médical et système comprenant un tel instrument**

#### **Domaine technique de l'invention**

[0001] La présente invention concerne de manière générale le domaine des instruments de traitement par la lumière, notamment un laser endoveineux pouvant être utilisé pour le traitement des varices. Cette technologie peut être appliquée en milieu industriel notamment alimentaire, la médecine dentaire, la médecine vétérinaire. De plus, la présente invention n'est pas limitée au traitement endoveineux et peut concerner divers types d'interventions chirurgicales, comme la conisation ou toute autre intervention nécessitant un outil permettant à la fois une détersion et/ou une destruction et une photo-coagulation. De même, la présente invention fournit une nouvelle solution pour les laser et notamment les laser CO2, mais elle n'est pas limitée aux lasers et couvre divers types de lumières, à diverses longueurs d'onde.

#### **état de la technique antérieure**

[0002] Les opérations chirurgicales nécessitant une détersion et/ou une destruction sont souvent lourdes et coûteuses, notamment parce qu'elles nécessitent généralement une anesthésie générale. En outre, elles sont génératrices de cicatrices, notamment par le fait qu'il n'est pas toujours aisé de faire coaguler les tissus. Dans ce contexte, il est intéressant de proposer un outil facilitant une détersion et/ou une destruction et améliorant les possibilités de photo-coagulation.

[0003] Des techniques plus récentes pour la sclérose vasculaire, notamment le traitement des varices, par exemple la technique exposée dans le document US 2003/0078569, si elles sont moins lourdes pour le patient, elles nécessitent néanmoins une préparation de cathétérisme, un habillage de l'opérateur, des champs stériles, une grande désinfection et des manipulation complexes au bloc opératoire. Elles utilisent en outre des fibres optiques longues et coûteuses. De plus, cette technique nécessite l'injection de produits anesthésiques susceptible d'effet indésirables, par exemple des allergies. C'est le cas de la sclérose conventionnelle en cabinet qui utilise des sclérosants chimiques.

[0004] Le document US 2005/0131400 détaille un dispositif de conduction d'un laser dans une fibre optique, l'extrémité de la fibre optique traversant un cathéter pour être introduite dans un vaisseau sanguin. Le faisceau laser diffusé à l'extrémité de la fibre optique à l'intérieur d'une veine participe au traitement de varices en intervenant sur les cellules endothéliales de la paroi de la veine ainsi que la totalité de sa paroi, l'effet étant thermomécanique. Toutefois, un tel dispositif ne permet pas d'optimiser la diffusion de la lumière lors d'un traitement circonférentiel de la paroi d'un vaisseau.

[0005] La demande WO2007104836A1 enseigne un support tubulaire tel qu'une aiguille dans lequel est présent un guide de lumière tel qu'une fibre optique et divulgue le fait d'utiliser des fenêtres latérales dans le support ou divers agencement de l'extrémité distale de l'instrument pour une diffusion de lumière. Cependant, ce type d'instrument peut être amélioré, notamment en ce qui concerne la déviation de la lumière, par convergence ou divergence selon le type d'applications visées.

[0006] Le but de l'invention est de proposer une technique plus simple et un matériel, instrument et système, moins coûteux et plus faciles à manipuler et/ou améliorant les possibilités de déterSION, destruction tissulaire et photo-coagulation.

### **Exposé de l'invention**

[0007] La présente invention a donc pour objet de proposer un instrument médical et un système comprenant un tel instrument, permettant de palier au moins une partie des inconvénients de l'art antérieur en proposant une technique plus simple et un matériel, instrument et système, moins coûteux et plus faciles à manipuler et/ou améliorant les possibilités de déterSION, destruction tissulaire et photo-coagulation. Un des avantages est ainsi de réduire le coût de procédure en dehors du bloc opératoire et de pouvoir répéter l'intervention à moindre frais en cas de nécessité.

[0008] Ce but est atteint par un Instrument médical comprenant une extrémité distale libre destinée à pénétrer dans un tissu ou un organe et/ou un vaisseau sanguin et une extrémité proximale connectable à une source de lumière, ledit instrument comprenant un support tubulaire dans lequel est monté au moins un guide de lumière, ledit support comportant une extrémité distale biseautée comprenant au moins un orifice formant une première sortie optique, pour une émission sensiblement frontale de la lumière par ledit guide via ladite première sortie optique, ledit instrument étant caractérisé en ce qu'il comprend au moins un moyen de déviation optique de la lumière formant une seconde sortie optique, pour une émission de lumière déviée, comprenant au moins un usinage sur une portion distale de l'instrument, avec au moins un polissage réfléchissant et/ou concave pour une convergence de la lumière et/ou convexe pour une divergence de la lumière, ledit polissage étant réalisé sur ledit guide de lumière et/ou sur ledit support.

[0009] Selon une autre particularité, le guide de lumière comprend une fibre optique.

[0010] Selon une autre particularité, ladite fibre optique est creuse et associée à une source de lumière de laser CO<sub>2</sub>.

[0011] Selon une autre particularité, le guide de lumière comprend un revêtement réfléchissant sur la paroi interne du support tubulaire.

[0012] Selon une autre particularité, ladite extrémité distale biseautée dudit support est affûtée en flèche avec un angle d'affutage lui conférant des propriétés coupantes et pé-

nétrantes.

- [0013] Selon une autre particularité, au moins une portion distale est courbée selon un rayon de courbure, facilitant la manipulation de l'instrument depuis l'extérieur du tissu ou organe.
- [0014] Selon une autre particularité, ledit moyen de déviation de lumière comporte au moins un orifice latéral dans la paroi dudit support, à proximité de l'extrémité distale, ledit orifice latéral comprenant au moins un chanfrein dans l'épaisseur de la paroi du support, fournissant un angle de déviation optique, soit en s'évasant vers l'extérieur pour former un moyen de déviation divergent, soit en s'évasant vers l'intérieur pour former un moyen de déviation convergent.
- [0015] Selon une autre particularité, ledit moyen de déviation de lumière est un moyen de déviation divergent comprenant un polissage convexe réalisé sur une bille conductrice de lumière déposée à la surface du guide de lumière.
- [0016] Selon une autre particularité, l'extrémité distale du guide de lumière, par exemple une fibre optique à embout nu sectionnée transversalement ou biseautée ou une fibre creuse, est positionnée en retrait de l'extrémité distale biseautée du support, avec une surface interne polie réfléchive à l'intérieur de l'extrémité distale biseautée du support servant alors d'outil réfléchif formant un moyen de déviation optique.
- [0017] Selon une autre particularité, l'extrémité distale biseautée du support comporte une aire de polissage circonférentielle sur la surface du biseau selon un angle de biseautage et comporte un second biseau, obtenu par un second polissage d'une portion de ladite aire de polissage.
- [0018] Selon une autre particularité, ledit second polissage est réalisé sur une portion latérale de ladite aire de polissage, fournissant un angle de déviation optique latérale.
- [0019] Selon une autre particularité, ledit second polissage est circonférentiel sur toute ladite aire de polissage et fournit un angle de déviation optique distale.
- [0020] Selon une autre particularité, ledit second polissage est réalisé sur une portion centrale et apicale de ladite aire de polissage, fournissant un angle de déviation optique apicale.
- [0021] Selon une autre particularité, ledit second polissage est réalisé à une hauteur déterminée pour obtenir également une aire de polissage de l'extrémité distale du guide de lumière, résultant en deux angles de déviation optique et une surface active déformée du guide de lumière.
- [0022] Selon une autre particularité, l'extrémité distale biseautée du support comporte une aire de polissage circonférentielle sur la surface du biseau selon un angle de biseautage et comporte au moins une échancrure semi-sphérique et ou triangulaire formant au moins un moyen de déviation optique, soit latéral, soit central et apical.
- [0023] Selon une autre particularité, l'extrémité distale du guide de lumière est logée à

l'intérieur du support, en retrait par rapport à l'extrémité distale du support d'une distance d'au moins 1 à 10 mm.

- [0024] Selon une autre particularité, l'instrument comprend deux guides de lumière, préférentiellement deux fibres optiques, un des guides portant un moyen de déviation optique divergent, par exemple un polissage convexe tandis que l'autre porte un moyen de déviation optique convergent, par exemple un polissage concave.
- [0025] Selon une autre particularité, ledit guide de lumière comporte à la fois un moyen de déviation optique divergent et un moyen de déviation optique convergent.
- [0026] Selon une autre particularité, le support comporte à la fois un moyen de déviation optique divergent et un moyen de déviation optique convergent.
- [0027] Selon une autre particularité, l'instrument comprend des moyens de rotation et/ou d'avancement du guide de lumière et/ou du support, notamment l'un par rapport à l'autre.
- [0028] Selon une autre particularité, l'instrument comprend au moins un marquage pour vérifier le bon positionnement de l'instrument.
- [0029] Selon une autre particularité, au moins filtre coloré est disposé sur le chemin de la lumière.
- [0030] Selon une autre particularité, le support est réalisé en matériau neutre biologiquement, de préférence choisi parmi l'acier inoxydable ou l'aluminium.
- [0031] Selon une autre particularité, le support présente un revêtement extérieur (« coating ») distal en matériau à conduction thermique augmentée.
- [0032] Selon une autre particularité, le guide de lumière est une fibre optique réfléchissant des longueurs d'ondes comprises entre 200nm et 5µm.
- [0033] Selon une autre particularité, le guide de lumière est un revêtement de la surface interne du support formant un tube réflectif interne réfléchissant des longueurs d'ondes comprises entre 200 nm et 11µm, de préférence 5µm et 11µm.
- [0034] Selon une autre particularité, le guide de lumière est une fibre optique dopée de diamètre extérieur compris entre de 50 à 1000µm, de préférence compris entre 50 et 150µm, de préférence entre 75 et 125µm.
- [0035] Selon une autre particularité, le support présente une longueur comprise entre 10 et 120 mm, le diamètre extérieur du guide est compris entre 100 à 4 000 µm, de préférence 50 et 1000µm, le diamètre extérieur de l'aiguille est compris entre 200 à 5000 µm, de préférence entre 450 µm et 1000µm et l'extrémité distale du support est biseautée avec un angle de biseau compris entre 10 et 20°.
- [0036] Selon une autre particularité, il comprend un dispositif électronique de comptabilité avec le vecteur de lumière et la source afin de calibrer la puissance du faisceau en sortie d'aiguille.
- [0037] Selon une autre particularité, l'ouverture du guide, préférentiellement l'ouverture

numérique de la fibre, est comprise entre 15° et 40°, de préférence 20 et 35°, encore préférentiellement 23° et 32°.

- [0038] Selon une autre particularité, l'instrument comprend deux chenaux, soit par un double chenal dans le support, soit par un chenal du support associé à un autre chenal d'un autre instrument, l'ensemble étant couplé à un dispositif de mesure de thermocouple pour mesurer la température à l'extrémité distale du support.
- [0039] Selon une autre particularité, l'instrument comprend en outre un système d'alarme lorsque la valeur de la température mesurée dépasse une valeur seuil prédéterminée.
- [0040] Selon une autre particularité, l'instrument comprend en outre un réactif thermique configuré pour réagir lorsque celui-ci atteint une température prédéterminée, afin de visualiser une surchauffe.
- [0041] Selon une autre particularité, le guide de lumière comporte une pluralité de fibres optiques différentes, avec des moyens de déviation optique différents d'une fibre à l'autre, l'instrument étant couplé à un multiplexeur au niveau de la source de lumière pour réaliser un photo-diagnostic grâce au recueil différentiel des signaux des différentes fibres.
- [0042] Un autre but de l'invention est de proposer un procédé de contrôle alimentaire qui soit facile et peu coûteux à mettre en œuvre.
- [0043] Ce but est atteint par un procédé de dépistage de produits toxiques dans le contrôle alimentaire par l'utilisation d'un instrument médical selon la présente demande, par la détection des chromophores.

### **Brève description des figures**

- [0044] D'autres caractéristiques, détails et avantages de l'invention ressortiront à la lecture de la description qui suit en référence aux figures annexées, qui illustre :
- [Fig.1] représente une vue schématique d'un système selon certains modes de réalisation de l'invention, en cours d'utilisation ;
  - [Fig.2] représente une vue schématique de profil du moyen de raccordement du système selon certains modes de réalisation ;
  - [Fig.3] est une vue en coupe longitudinale du moyen de raccordement de la [Fig.2] ;
  - [Fig.4] est une vue schématique de profil du moyen de raccordement et du support tubulaire selon certains modes de réalisation ;
  - [Fig.5] est une vue schématique du biseau distal du support tubulaire, selon certains modes de réalisation ;
  - [Fig.6] est une vue schématique en perspective de l'extrémité distale du support, selon certains modes de réalisation comprenant un second biseau distal latéral ;

- [Fig.7] est une vue schématique en perspective de l'extrémité distale du support tel que représenté par la [Fig.6], et représentant en outre le guide de lumière et son ouverture numérique selon certains modes de réalisation ;
- [Fig.8] est une vue schématique en perspective d'un support tubulaire et du guide de lumière d'un instrument selon certains modes de réalisation comprenant un second biseau distal circonférentiel ;
- [Fig.9] est une vue schématique en perspective et en transparence du support et du guide de lumière formé par un tube creux pour véhiculer un laser CO2 d'un instrument selon certains modes de réalisation ;
- [Fig.10] est une vue schématique de profil du support présentant une courbure distale selon certains modes de réalisation ;
- [Fig.11], [Fig.12] et [Fig.13] représentent des détails en vue schématique en perspectives de l'extrémité distale du support selon divers modes de réalisations comprenant au moins une fenêtre distale latérale avec un polissage ;
- [Fig.14] est une vue schématique en perspective d'un support tubulaire et du guide de lumière d'un instrument selon certains modes de réalisation comprenant un second biseau distal central et apical ;
- [Fig.15] est une vue schématique de face de l'extrémité distale d'un instrument selon certains modes de réalisation comprenant un second biseau distal central et apical qui déborde sur le guide de lumière et forme ainsi un polissage de l'extrémité distale du guide de lumière ;
- [Fig.16] est une vue schématique de face de l'extrémité distale d'un instrument tel que celui de la [Fig.15], montrant deux hauteurs différentes du second biseau distal central et apical débordant sur le guide de lumière, avec la surface active du guide de lumière déformée par son polissage distal ;
- [Fig.17] est une vue schématique en perspective de l'extrémité distale d'un instrument tel que celui de la [Fig.16], montrant les angles du biseau distal sur le guide de lumière et le support tubulaire et la déformation de la surface active du guide de lumière ;
- [Fig.18] est une vue schématique en perspective d'un support tubulaire et du guide de lumière d'un instrument selon certains modes de réalisation comprenant au moins une échancrure distale latérale, semi-sphérique et/ou triangulaire.

### **description détaillée de l'invention**

[0045] La présente demande concerne un instrument chirurgical de traitement par la lumière, notamment par laser. De nombreuses combinaisons des modes de réalisation détaillés dans la présente demande peuvent être envisagées sans sortir du cadre de l'invention ;

l'homme de métier choisira l'une ou l'autre en fonction des contraintes économiques, ergonomiques, dimensionnelles ou autres qu'il devra respecter à titre normatif. De plus, les diverses caractéristiques techniques sont décrites en termes fonctionnels et on comprend à la lecture de la présente demande qu'un même dispositif peut cumuler les caractéristiques fonctionnelles de divers modes de réalisation.

[0046] Le traitement par la lumière est connu dans le domaine médical et notamment le traitement par laser. Pour Rappel, les effets de ce traitement peuvent être thermiques et mécaniques. Les effets thermiques se produisent lorsque le rayonnement laser est absorbé par l'obstacle (le tissu). Ils induisent alors une réaction tissulaire qui est liée à l'évolution de la température de l'organisme et à la durée de l'échauffement. Suivant l'élévation de la température du tissu, il peut se produire différents types de réactions. L'hyperthermie correspond à une élévation de température du tissu modérée, de l'ordre de quelques degrés. Ainsi, une température de l'ordre de 41°C du tissu pendant plusieurs dizaines de minutes peut entraîner une mort cellulaire. La coagulation correspond à une nécrose irréversible sans destruction tissulaire immédiate. Dans cette action, la température du tissu peut atteindre des températures comprises entre 50°C et 100°C pendant environ une seconde. Cette température produit alors une dessiccation, un blanchissement et une rétraction des tissus par dénaturation des protéines et du collagène. Les tissus vont dans un second temps s'éliminer (détersion) puis se cicatriser. La volatilisation ou vaporisation correspond à une perte de substance. Ici, on parle d'une température des tissus supérieure à 100°C. Dans ces conditions, les constituants cellulaires sont évaporés pendant un laps de temps relativement bref. On observe au niveau des berges de la zone volatilisée une zone de nécrose de coagulation car la transition thermique entre la zone volatilisée et la zone saine se fait graduellement. Les effets mécaniques, quant à eux, sont induits par la création d'un plasma, d'une vaporisation explosive, ou par un phénomène de cavitation. Ces effets sont principalement liés à l'expansion d'une onde de choc (créée à partir des effets thermiques) qui va engendrer un effet destructif. En effet, lorsque l'on éjecte de la matière du substrat par éclairage, ce dernier va reculer. Cet effet de recul est lié à la conservation d'énergie est au fait que l'énergie lumineuse est transformée en énergie cinétique. La présente demande propose de tirer avantage de ces effets pour optimiser les possibilités de traitement.

[0047] Selon un premier objectif de l'invention, un tel instrument comprend un guide de lumière, par exemple une fibre optique, et un support tubulaire rigide accueillant le guide, par exemple une aiguille formant une gaine de protection et de guidage autour du guide de lumière. Les termes « support tubulaire » et « aiguille » sont donc utilisés dans la présente demande de manière non limitative et indistinctement. De même, les termes « guide de lumière », « vecteur de lumière », « vecteur », « fibre optique » ou

« fibre » sont utilisés dans la présente demande de manière non limitative et indistinctement.

- [0048] Une telle aiguille optique est reliée à une source laser ou de lumière blanche, par exemple filtrée, de longueur d'onde variable grâce au vecteur de lumière qu'elle contient et qui véhicule la lumière depuis la source vers l'extrémité distale. La connexion (4) avec la source de lumière peut être réalisée par une prise standard (SMA ou autre), re-stérilisable (notamment chimiquement) pour l'utilisation en milieu chirurgical stérile. Ainsi, contrairement aux utilisations précédentes où la souplesse d'une fibre optique est privilégiée, afin par exemple de pouvoir parcourir (cathétériser) une veine voire une artère sur une grande distance depuis une entrée de la fibre jusqu'à une zone à traiter, on privilégie au contraire une certaine rigidité qui est apportée par le support. Bien entendu cette rigidité n'est pas absolue, mais plutôt à comparer à la souplesse d'une fibre optique telle qu'utilisée, notamment en laser endoveineux. Cette rigidité peut être nuancée selon l'utilisation. Par exemple dans le cas d'une aiguille biseautée, celle-ci peut être suffisamment rigide pour permettre de piquer au travers de la peau d'un patient, sectionner un tissu comme une lésion tumorale ou déterger un tissu comme un ulcère par exemple.
- [0049] Avantagement, l'instrument peut comprendre des moyens de branchement à une source de lumière, notamment à une source de lumière laser. La source de lumière laser peut avoir une longueur d'onde comprise entre 200 et 4000 nm, qui est adaptée à l'utilisation endovasculaire. D'autres longueurs d'onde sont aussi possibles selon les applications. Il est notamment prévu des modes de réalisation dans lesquels on utilise une fibre creuse (ou un revêtement réfléchissant) dans l'aiguille creuse, avec une réflexion interne, notamment pour un laser CO<sub>2</sub> (10,6 µm de longueur d'onde rendant impossible l'utilisation d'une fibre optique pleine).
- [0050] Dans certains modes de réalisation, la source de lumière laser peut avoir une longueur d'onde avantagement comprise entre 800 et 1000 nm. Encore plus avantagement, cette longueur d'onde est de 980 nm, du fait de son absorption privilégiée par l'hémoglobine oxygénée et par l'eau.
- [0051] L'instrument comprend des moyens pour une émission sensiblement frontale de la lumière et des moyens de déviation de la lumière, notamment pour une émission latérale de la lumière ou une déviation non parallèle à l'axe d'émission frontal (correspondant à la génératrice du cylindre formé par l'aiguille et/ou la fibre). Une diffusion latérale peut se faire au travers d'une ou plusieurs fenêtres latérales et/ou grâce à un biseau latéral de l'extrémité distale de l'instrument et/ou grâce à un polissage (ou biseau ou méplat circonférentiel ou apical, soit sur le support, soit sur le guide, soit sur les deux. Selon l'utilisation prévue, les fenêtres peuvent être réparties transversalement ou longitudinalement le long du guide de lumière et/ou du support.

Dans certains modes de réalisation, le type de polissage utilisé est un polissage dit « glacé ». Dans d'autres modes de réalisation, le type de polissage utilisé est un polissage « mat ». Ce type de polissage est plus coûteux mais permet de canaliser la lumière dans une direction voulue.

[0052] De manière générale, la présente invention comporte un instrument médical (1) comprenant une extrémité distale libre manipulable destinée à pénétrer dans un tissu ou un organe (6) et/ou un vaisseau sanguin (V) et une extrémité proximale connectable à une source de lumière (10), ledit instrument comprenant un support (3) tubulaire dans lequel est monté au moins un guide de lumière (2). Ce support (3) comporte une extrémité distale (31) biseautée comprenant au moins un orifice formant une première sortie optique, pour une émission sensiblement frontale de la lumière par ledit guide (2) via ladite première sortie optique. Cette extrémité distale biseautée est agencée pour faciliter la pénétration de l'aiguille, comme connu de l'art antérieur. L'angle (A) de ce biseau distal peut varier en fonction de la taille de l'aiguille, notamment en diamètre ou en longueur, comme par exemple représenté sur la [Fig.5]. L'angle de biseautage de l'aiguille est compris entre 10-40 ° de préférence 20° et 30°, encore préférentiellement 25°. Plus l'angle est diminué, moins la pénétration à travers la peau est douloureuse cet angle conditionne donc le caractère algogène de la ponction. Il conditionne aussi la forme du champ de photons : la surface optique et la surface active dépendant de l'ouverture numérique du guide de lumière (2), ici de la fibre, sont augmentées quand l'angle de biseau est plus faible. L'angle de biseau optiquement un flux sur la forme du champ de photons donc sur l'effet biologique.

[0053] Selon divers modes de réalisation de l'invention, l'instrument comprend au moins un moyen de déviation optique (210, 310, 312, 313, 314, 315) de la lumière formant une seconde sortie optique, pour une émission de lumière déviée. Ce moyen de déviation, qui peut revêtir diverses formes selon divers modes de réalisation, comprend au moins un usinage et/ou polissage sur une portion distale de l'instrument. Le polissage peut être réfléchissant pour une déviation droite de la lumière et/ou concave pour une convergence de la lumière et/ou convexe pour une divergence de la lumière. Avantageusement, ce polissage est réalisé sur ledit guide de lumière (2) et/ou sur ledit support (3). On comprend que l'on peut prévoir plusieurs polissages différents à plusieurs endroits sur la portion distale de l'instrument, pour obtenir plusieurs moyens de déviation de lumière, qui permettent de combiner les effets produits par chacun. En effet, un polissage concave va permettre une convergence de la lumière et favoriser la détersion tissulaire, notamment la section, voire la destruction. A l'inverse, un polissage convexe permet une divergence de la lumière et va favoriser la photo-coagulation. De même, un polissage formant un second biseau ou un méplat ou un chanfrein au bord d'un l'orifice de sortie va permettre une divergence de la lumière fa-

vorisant la photo-coagulation. Ainsi, plutôt que d'utiliser un polissage convexe obtenu par une bille déposée à l'extrémité distale (par la technique connue sous le nom de « ball fiber » en anglais) qui est coûteuse et complexe à mettre en œuvre, il est possible d'usiner le support et/ou le guide pour obtenir une divergence de la lumière à moindre coût, tout en contrôlant l'étendue de la diffusion en fonction de l'angle (C, G, D, F) du biseau, méplat ou chanfrein et son polissage, comme détaillé ci-après. Ainsi, au lieu d'utiliser un seul biseau ou polissage distal comme dans l'art antérieur, divers modes de réalisation utilisent avantageusement un second polissage (ou biseautage), soit du support, soit de la fibre, soit des deux. D'autres modes de réalisation utilisent avantageusement un second polissage d'un revêtement à l'intérieur du support. On entend par le terme « émission sensiblement frontale » une émission de lumière à l'extrémité distale qui se fait frontalement à la sortie optique, mais on comprend que, par la présence du biseau distal, cette émission n'est pas parfaitement frontale et que la lumière est émise dans une direction non parallèle à la génératrice du cylindre formé par le support et/ou le guide de lumière.

[0054] D'une manière générale, l'instrument peut comprendre une fibre optique en tant que guide de lumière (2), par exemple une fibre d'un type couramment utilisé pour des applications médicales, par exemple en silice, notamment en silice simple. Cette fibre peut être montée dans un support tubulaire (3) tel qu'une aiguille. On entend par « aiguille » une structure ou un support tubulaire, suffisamment rigide pour permettre une manipulation précise du guide de lumière. En outre, notamment pour le traitement endoveineux, cette aiguille doit être suffisamment rigide pour percer la peau, telle une aiguille de ponction. On comprend que l'instrument possède une première extrémité, appelée distale dans la présente demande, qui est destinée à pénétrer dans les tissus et une autre extrémité qui est destinée à être connectée à une source de lumière (notamment laser). Le support tubulaire forme un cylindre entre ces deux extrémités et définit une génératrice du cylindre, qui peut être rectiligne, mais parfois courbe comme par exemple représenté sur la [Fig.10] montant que le rayon (E) de courbure de l'instrument peut varier en fonction des applications (notamment en fonction de la profondeur à laquelle on souhaite intervenir dans les tissus) car elle facilite la manipulation de l'instrument depuis l'extérieur du tissu ou organe. Le terme « distal » désigne donc l'extrémité libre de l'instrument qui pénètre dans les tissus, organe (6) ou vaisseaux sanguins (V) et le terme « apical » désigne l'apex, c'est-à-dire le point ou la zone situé(e) le plus loin sur cette extrémité distale. D'autre part, l'instrument possède une autre extrémité, appelée proximale (car la plus proche de l'utilisateur) qui est connectable notamment à une source de lumière pour illuminer le guide de lumière de l'instrument. Cette extrémité proximale est également connectable à d'autres dispositifs selon divers modes de réalisation détaillés dans la présente demande.

- [0055] Dans certains modes de réalisation, les orifices de diffusion du support et du guide de lumière, notamment les moyens de déviation de lumière, sont situés à proximité d'une portion distale (31) de l'instrument du support tubulaire, soit à leur extrémité apicale et/ou au moins une fenêtre latérale permettant un traitement latéral ou circonférentiel si l'on fait tourner l'instrument.
- [0056] Par le terme « à proximité », on entend que l'orifice de diffusion est plus proche de l'extrémité apicale de l'élément que de sa base, de préférence est plus proche de l'extrémité apicale de l'élément que du milieu de l'élément, par exemple à l'extrémité apicale de l'élément. Ainsi, un orifice à l'extrémité apicale du support (et du guide) permet un traitement droit tandis qu'un orifice formant une fenêtre latérale permettant un traitement à destinée circonférentielle en pratiquant une rotation de l'outil.
- [0057] Dans certains modes de réalisation, l'extrémité du support (3) est en demi-cercle concave ou convexe, par exemple en forme de « spatule tranchante » ce qui permet la détersion tissulaire ou l'incision (ex : conisation du col, détersion ulcéreuse, section tissulaire). Cela permet un effet sectionnant accru notamment si le polissage de la surface optique est concave avec un effet focalisant sur le champ optique concentrant ainsi l'énergie lumineuse ou densité énergétique. La précision de l'incision peut ainsi être augmentée.
- [0058] Moyens de déviation de lumière
- [0059] L'instrument comporte au moins un moyen de déviation de lumière, grâce à au moins un second biseau ou méplat ou polissage, en plus de l'extrémité distale (31) biseauté du support (3). Ce polissage à l'extrémité de l'aiguille peut être convexe ou concave afin de diffuser ou focaliser le faisceau de sortie, le but étant d'augmenter le champ de diffusion optique (dans le cas d'un polissage convexe) pour la destruction tissulaire (par exemple pour une détersion ulcéreuse) ou de le focaliser (dans le cas d'un polissage concave) pour la section tissulaire (par exemple pour une conisation).
- [0060] Dans certains modes de réalisation, ledit moyen de déviation de lumière comporte au moins un orifice latéral (312) dans la paroi dudit support, à proximité de l'extrémité distale (31), ledit orifice latéral (312) comprenant au moins un chanfrein (3121) dans l'épaisseur de la paroi du support (3), fournissant un angle (F) de déviation optique, soit en s'évasant vers l'extérieur pour former un moyen de déviation divergent, soit en s'évasant vers l'intérieur pour former un moyen de déviation convergent. Les [Fig.11], [Fig.12] et [Fig.13] montrent des exemples illustratifs et non limitatifs de tels orifices latéraux qui peuvent avoir diverses formes et être en divers nombres. Le chanfrein permet d'obtenir une diffusion de lumière fournissant un effet différent de celui fourni par le biseau distal de l'instrument, Par exemple, avec un angle divergent comme représenté sur ces figures, les orifices latéraux favorisent la photo-coagulation. On obtient donc un outil sectionnant à son apex et coagulant dans sa portion distale, à

moindre coût. Dans certains modes de réalisation, comme par exemple illustré de manière non limitative aux [Fig.11], [Fig.12], et [Fig.13], le fenêtrage du support (3) (de l'aiguille ou de l'outil de section) peut-être de forme circulaire, elliptique, carrée, rectangulaire suivant les applications. Le nombre est variable suivant les applications notamment pour les effets thermique et thermo mécanique en applications vasculaires endoveineuses. Il existe un angle de chanfreinage (F) qui peut être variable suivant l'usinage du dispositif, et par-delà conditionner la forme du champ de photons donc l'effet biologique. Il peut être ajouté à une place déterminée judicieusement postérieure ou latérale au biseau afin d'ajouter un effet de coagulation et de circonscrire la section au-dessus du biseau par exemple. L'angle de chanfreinage à travers la paroi du corps de l'aiguille est généralement compris entre 30-90° de préférence 50-70 préférentiellement 60°.

- [0061] Divers modes de réalisation de la présente invention visent à fournir un instrument avec une première sortie optique, généralement parallèle à la génératrice du cylindre formé par le support (3) et/ou le guide (2) et une seconde sortie optique déviée, généralement non parallèle à la génératrice du cylindre formé par le support (3) et/ou le guide (2). On obtient ainsi au moins deux angulations de surfaces optiques (ou surfaces actives) différentes pour un même instrument, notamment avec un coût de fabrication réduit et une utilisation facilitée.
- [0062] Dans certains modes de réalisation, ledit moyen de déviation de lumière est un moyen de déviation divergent comprenant un polissage convexe réalisé sur une bille conductrice de lumière déposée à la surface du guide de lumière (3) (par la technique connue sous le nom de « ball fiber » en anglais).
- [0063] Dans certains modes de réalisation, l'extrémité du guide de lumière, par exemple une fibre optique à embout nu sectionnée transversalement ou biseauté ou une fibre creuse, est positionnée en retrait de l'extrémité distale biseauté (31) du support (3), avec une surface interne polie réfléchive (315) à l'intérieur de l'extrémité distale biseauté (31) du support (3) servant alors d'outil réfléchif formant un moyen de déviation optique. Cela permet avantageusement un mode de réalisation moins coûteux que lorsqu'un polissage est effectué. Dans d'autres modes de réalisation, un dispositif ou revêtement réfléchif est prévu à l'extrémité de l'aiguille, sur la portion interne du biseau non couverte par la fibre. Il existe deux solutions pour véhiculer la lumière sur la portion distale biseauté qui s'étend au-delà de la fibre (qu'elle soit creuse, par exemple comme sur les [Fig.9] et [Fig.18], ou non) Une première consiste à laisser la surface métallique sans habillage pour laisser la lumière se réfléchir car la face interne de l'extrémité du biseau est déjà métallique et polie (généralement en acier inox neutre biologiquement, comme requis pour le marquage CE). Cela permet de réduire le coût de production d'un tel produit. Une seconde consiste avantageusement à limiter le

polissage de ladite extrémité du biseau à l'affutage de cette zone. Cela permet d'obtenir un bon rapport qualité/prix. Dans certains de ces modes de réalisation, l'extrémité distale du guide de lumière (2) est logée à l'intérieur du support (3), en retrait par rapport à l'extrémité distale (31) du support d'une distance, préférentiellement un espace d'au moins 1 à 10 mm. Cette distance pourra varier d'un instrument à l'autre ou pourra être variable sur un même instrument donné, grâce à une translation de la fibre dans l'aiguille. Cette variation de distance fait varier le champ de photons à l'extrémité distale de l'instrument et permet ainsi avantageusement de choisir l'effet physique obtenu par l'instrument (détersion, photo-coagulation, etc.). On notera également que, en variante d'une fibre creuse, il est possible d'utiliser un habillage ou revêtement réfléchif à l'intérieur de l'aiguille. Ce revêtement pourra s'arrêter à une distance de l'extrémité distale du support (3) pour obtenir les mêmes effets que pour une fibre creuse ou pleine. En effet, dans certains modes de réalisation, le guide de lumière (2) n'est pas une fibre optique indépendante de l'aiguille, mais un habillage ou un revêtement de l'intérieur de l'aiguille (3). Cet habillage peut être solidaire de l'aiguille sur toute la surface ainsi habillée. En variante, le guide et le support reste indépendants. Il peut par exemple être en silice et présente les alors mêmes qualités de guidage de la lumière qu'une fibre optique réalisée dans le même matériau, mais il peut également être dans un matériau différent pouvant véhiculer par exemple des longueurs d'ondes plus grandes ou plus petites. Il bénéficie en outre de la protection de la gaine que forme le support ou aiguille (3), notamment en termes de solidité et de protection aux chocs. De plus, lorsque l'habillage est solidaire de l'aiguille, la précision de l'instrument est augmentée. Dans certains modes de réalisation, le guide de lumière est une fibre optique réfléchissant des longueurs d'ondes comprises entre 200nm et 5 $\mu$ m De plus, dans certains modes de réalisation, le guide de lumière est une fibre creuse ou un revêtement de la surface interne du support formant un tube réfléchif interne réfléchissant des longueurs d'ondes comprises entre 200 nm et 11 $\mu$ m, de préférence 5 $\mu$ m et 11 $\mu$ m. On notera par ailleurs que ces modes de réalisation à fibre creuse ou revêtement sont combinables avec les divers moyens de déviation de la présente demande, qu'il s'agisse de fenêtre latérale ou de polissage latéral, circonférentiel ou apical ou encore d'échancrures, comme détaillé ci-après.

[0064] Dans certains modes de réalisation, l'extrémité distale biseauté (31) du support (3) comporte une aire de polissage (310) circonférentielle sur la surface du biseau selon un angle (A) de biseautage et comporte un second biseau, obtenu par un second polissage (313) d'une portion de ladite (310) aire de polissage. Ce second polissage forme ainsi un moyen de déviation de lumière pour une émission de lumière déviée par l'instrument. Dans certains de ces modes de réalisation, ledit second polissage (313) est réalisé sur une portion latérale de ladite (310) aire de polissage, fournissant un

angle (C) de déviation optique latérale. L'angle de polissage latéral du biseau (C) conditionne la pénétrance en raison du caractère sectionnant et coupant du bord de l'aiguille. De plus, il conditionne aussi le débordement du champ de photons, donc sa forme, donc l'effet biologique. De préférence l'angle de polissage latéral du biseau (C) est compris entre 10-40 de préférence 20° et 30°, encore préférentiellement 25°. Des exemples illustratifs et non limitatifs d'un tel polissage ou biseau latéral sont représentés sur les [Fig.6], [Fig.7], [Fig.11] et [Fig.12]. On notera que dans le cas où ce second polissage est associé à un orifice latéral, ce dernier est aligné par rapport au second polissage, par exemple pour obtenir une photo-coagulation par l'orifice latérale à l'endroit de la section obtenu par le polissage latéral. D'une manière générale, les orifices latéraux sont généralement alignés selon la génératrice du cylindre formé par le support, de façon à fournir leur effet dans le prolongement du biseau distal ou du moyen de déviation situé plus vers l'apex que cet orifice latéral. Ainsi, lorsque l'instrument comporte deux orifices latéraux, ils sont généralement alignés sur ladite génératrice. Par ailleurs, dans certains de ces modes de réalisation, ledit second polissage (313) est circonférentiel sur toute ladite (310) aire de polissage et fournit un angle (D) de déviation optique distale. L'angle de déviation distal (D) va conditionner le champ de photons au niveau de son débordement inférieur et donc l'effet biologique de section renforcée par la qualité de l'usinage du bord du dispositif conditionnant aussi la capacité de section mécanique de l'outil. Un exemple illustratif et non limitatif d'un tel polissage est représenté sur la [Fig.8]. D'autre part, dans certains de ces modes de réalisation, ledit second polissage (313) est réalisé sur une portion centrale et apicale de ladite (310) aire de polissage, fournissant un angle (G) de déviation optique apicale. Des exemples illustratifs et non limitatifs d'un tel polissage ou biseau (ou méplat) apical sont représentés sur les [Fig.14], [Fig.15], [Fig.16] et [Fig.17]. Ces modes de réalisation permettent par exemple d'obtenir une photo-coagulation par le second polissage apical aux berges de la section obtenu par le biseau distal du support. De plus, dans le cas où le second polissage apical (313) est réalisé à la fois sur le support et la fibre, on obtient une surface active (212) avantageusement déformée, pour un effet multiple de l'instrument sur les tissus, organes (6) ou Vaisseaux (V). En effet, dans certains de ces modes de réalisation à polissage apical, ledit second polissage (313) est réalisé à une hauteur (H1, H2) déterminée pour obtenir également une aire (210) de polissage de l'extrémité distale du guide (2) de lumière, résultant en deux angles (G) de déviation optique et une surface active (212) déformée du guide (2) de lumière, par exemple comme représenté sur les [Fig.16] et [Fig.17]. Enfin, dans certains modes de réalisation, l'extrémité distale biseautée (31) du support (3) comporte une aire de polissage (310) circonférentielle sur la surface du biseau selon un angle (A) de biseautage et ledit moyen de déviation de lumière comporte au moins une

échancrure (314) semi-sphérique et ou triangulaire formant au moins un moyen de déviation optique, soit latéral, soit central et apical. Un exemple illustratif et non limitatif de telles échancrures est représenté sur la [Fig.18].

[0065] Support / Aiguille

[0066] En général, le support (3) est réalisé en matériau neutre biologiquement, de préférence choisi parmi l'acier inoxydable ou l'aluminium. On choisit en effet des matériaux neutres biologiquement, de conductivité thermique variable afin de limiter les effets indésirables comme la brûlure au point de ponction, et de préférence résistant aux hautes températures. On obtient ainsi un instrument qui possède une neutralité biologique. De plus, on notera que grâce à l'utilisation des moyens de déviation, l'invention permet d'utiliser des puissances telles que la fibre n'est jamais endommagée et n'inocule donc pas de substances cancérogènes dans les tissus, contrairement à certains dispositifs de l'art antérieur. En effet, il est important de garantir une neutralité biologique de l'instrument aux températures atteintes bien supérieure à 150 °C, au-delà de laquelle on observe souvent dans l'art antérieur non seulement une destruction du cœur d'une fibre, mais aussi la combustion de sa gaine (polymide ou tefzel par exemple) générant ainsi ses produits toxiques de combustion (ex : hydrocarbures aromatiques polycycliques reconnus comme carcinogènes par l'OMS). Par ailleurs, il est souvent encore nécessaire pour l'instant d'ajouter une pointe de colle à l'extrémité de l'aiguille, en regard de la technique de fabrication, mais cette colle est biologiquement neutre.

[0067] Dans certains modes de réalisation, il est possible d'affûter en flèche l'extrémité distale de l'instrument, pour de meilleures pénétration et effet coupant de l'aiguille, par exemple comme représenté sur les [Fig.6], [Fig.7], [Fig.11], [Fig.12] et [Fig.13]. L'angle (B) de la flèche peut varier, par exemple comme illustré sur [Fig.6]. L'angle de flèche (B) conditionne la pénétrance à travers la peau : plus il est élevé moins la ponction est douloureuse. De préférence l'angle de flèche de l'aiguille (B) est compris entre 10-40 de préférence 20° et 30°, encore préférentiellement 25°. Dans d'autres modes de réalisation, l'extrémité distale n'est pas affûtée en flèche mais reste de forme circulaire ou plutôt elliptique à cause de son biseautage permettant de mieux pénétrer les tissus. Ces modes de réalisation permettent également de faire de l'instrument médical un outil détersif ou sectionnant. Ainsi, certains modes de réalisation concernent un instrument dans lequel ladite extrémité distale biseautée (31) dudit support (3) est affûtée en flèche avec un angle (B) d'affûtage lui conférant des propriétés coupantes et pénétrantes.

[0068] Dans certains modes de réalisation, le support, par exemple une aiguille, est courbe. Cela permet avantageusement de limiter les contraintes à l'origine de l'aiguille et faciliter le geste de ponction vasculaire. Comme par exemple illustré de manière non

limitative sur la [Fig.10], le support (3), ici une aiguille, est courbée. La réalisation d'une aiguille courbe est tout à fait possible sur le plan technique afin de pouvoir atteindre des éléments anatomiques en chirurgie au bloc opératoire ou au cabinet notamment pour la phlébologie afin d'optimiser le cathétérisme et son angle à travers le vaisseau. L'angle radiaire (E) peut être modifié suivant les applications. Il est généralement compris entre 10 et 40°, de préférence entre 20 et 35° et idéalement entre 22 et 32° pour la pratique médicale.

[0069] La longueur d'aiguille, le diamètre de l'aiguille et l'angulation de son biseau peuvent être différentes suivant l'application. Ainsi, elles seront plus grosses et plus longues pour la conisation et la détersion tissulaire (ulcéreuse). De préférence, notamment pour le traitement des varices, l'aiguille peut avoir un diamètre extérieur compris dans un intervalle entre 200 à 5000 µm, de préférence entre 450 µm et 1000 µm. Le guide de lumière peut avoir un diamètre extérieur de 100 à 4000 µm (4 mm), de préférence compris entre 50 et 1000 µm. De plus, l'extrémité distale (31) du support (3) est de préférence biseauté avec un angle (A) de biseau compris entre 10 et 20°. D'autre part, le diamètre intérieur du support (3) peut être supérieur ou égal au diamètre extérieur de la fibre (2) pour accueillir un éventuel gainage de la fibre et/ou pour former un chenal autour de la fibre, notamment pour l'injection de substances et/ou le contrôle du reflux sanguin. L'instrument peut en outre comprendre un chenal, le reflux du sang dans le chenal attestant de la bonne position intravasculaire de l'aiguille ; un chenal peut aussi être prévu pour y injecter un anesthésique ou adapter un thermocouple ou un outil optique pour la spectrophotométrie, ou injecter un produit permettant d'étudier la fluorescence du tissu. De plus, dans certains modes de réalisation, l'aiguille comporte un double chenal. Le deuxième chenal peut inclure une fibre secondaire amenant une autre lumière permettant un photodiagnostic, notamment en spectroscopie, mais également une mesure de thermocouple à l'extrémité distale de l'instrument. Ainsi, dans certains modes de réalisation, l'instrument comprend deux chenaux, soit par un double chenal dans le support (3), soit par un chenal du support (3) associé à un autre chenal d'un autre instrument, l'ensemble étant couplé à un dispositif de mesure de thermocouple pour mesurer la température à l'extrémité distale (31) du support (3). Dans certains de ces modes de réalisation, l'instrument est relié ou comprend en outre un système d'alarme lorsque la valeur de la température mesurée dépasse une valeur seuil prédéterminée. D'autre part, dans certains de ces modes de réalisation, l'instrument comprend en outre un réactif thermique configuré pour réagir lorsque celui-ci atteint une température prédéterminée, afin de visualiser une surchauffe. Dans certains modes de réalisation, le support présente un revêtement extérieur (« coating ») distal en matériau à conduction thermique augmentée, afin de faciliter l'obtenir d'une température souhaitée pour le traitement, notamment d'amplifier l'effet thermique au

sein du tissu en préservant la partie proximale de l'aiguille avec un matériau de conductivité thermique plus faible, voire isolant, thermiquement afin de préserver la peau.

- [0070] Dans certains modes de réalisation, le support (3) présente une longueur comprise entre 10 et 120 mm, de préférence avec une forme spatulée. Les aiguilles sont généralement plus courtes et plus petites en diamètre pour le vasculaire notamment en l'absence d'anesthésie, ou la lipolyse laser.
- [0071] Dans certains modes de réalisation, l'instrument est relié à ou comprend un dispositif électronique de comptabilité avec le vecteur de lumière et la source afin de calibrer la puissance du faisceau en sortie d'aiguille. Ce type de technique est connue et permet de vérifier la puissance en sortie, notamment de manière avantageuse dans le cadre de la présente invention grâce à la variation des effets obtenus par les moyens de déviation de lumière et/ou par les mouvements possibles de la fibre (2) dans le support (3).
- [0072] Dans certains modes de réalisation, le support est réalisé en matériau neutre biologiquement, de conductivité thermique variable afin de limiter les effets indésirables ou amplifier l'effet thermique comme la brûlure au point de ponction, résistant aux hautes températures. Le matériau est de préférence choisi parmi l'acier inoxydable, ou l'aluminium.
- [0073] Guide de lumière / Fibre
- [0074] La fibre optique utilisée peut être une fibre d'un type courant, par exemple en silice et notamment d'un type utilisé pour les fibroscopies interventionnelles, laser endoveineux, chirurgie, etc. Le guide de lumière peut être en un autre matériau que la silice, selon la longueur d'onde de la lumière, notamment laser.
- [0075] Le coût d'un instrument selon l'invention peut être divisé par cinq ou dix relativement à un instrument actuellement utilisé pour le traitement des varices par lumière laser s'il est fabriqué à grande échelle en évitant le coût élevé du bloc opératoire s'il est effectué en cabinet ou salle de soins et permettant aussi un geste répété en cas d'insuffisance d'un premier résultat.
- [0076] Dans certains modes de réalisation, l'ouverture numérique de la fibre est comprise entre 15° et 40°, de préférence 20 et 35°, idéalement 23° et 32°, pour les applications vasculaires. Elle peut être augmentée en introduisant plusieurs fibres dans un même chenal afin de modifier la forme du champ de photon. Ainsi, dans certains modes de réalisation, l'instrument comprend deux guides de lumière, préférentiellement deux fibres optiques, un des guides portant un moyen de déviation optique divergent, par exemple un polissage convexe tandis que l'autre porte un moyen de déviation optique convergent, par exemple un polissage concave. Dans certains modes de réalisation, le même guide (2) de lumière comporte à la fois un moyen de déviation optique divergent

et un moyen de déviation optique convergent. Dans certains modes de réalisation, le guide (2) de lumière comporte une pluralité de fibres optiques différentes, comme en microscopie confocale par exemple, avec des moyens de déviation optique différents d'une fibre à l'autre, l'instrument étant couplé à un multiplexeur au niveau de la source de lumière pour réaliser un photo-diagnostic, en photofluorescence par exemple, grâce au recueil différentiel des signaux des différentes fibres. Avantagusement, la surface du champ optique détermine l'effet sectionnant ou destructeur sur le tissu, particulièrement quand l'ouverture de la fibre est comprise entre  $10^\circ$  et  $30^\circ$ , de préférence entre  $15^\circ$  et  $25^\circ$ , ou au contraire élargie pour le photo-diagnostic et la fluorescence tissulaire révélant des protéines anormales en cancérologie, particulièrement quand l'ouverture est comprise entre  $20^\circ$  et  $40^\circ$ , de préférence  $25-35^\circ$ .

[0077] En effet, l'angle du biseau conditionne la surface qui est celle de l'ellipse correspondant à la notion de « surface optique ». L'ouverture numérique conditionne la « surface active » (212) au sein de cette surface optique. L'angle du biseau de l'aiguille conditionne la dimension de cette surface active (212) qui est augmentée aboutissant à une « ampliation optique » ou « amplification optique ». Des exemples illustratifs et non limitatifs d'ouverture numérique et de surface active (212) sont représentés sur les [Fig.7], [Fig.16] et [Fig.17]. On voit sur la [Fig.7] que la surface active va dépendre du biseau distal et, sur la [Fig.17], que le moyen de déviation supplémentaire (313), par un polissage à la fois du support (3) et de la fibre (2), va déformer la surface active en l'élargissant, ce qui permet d'obtenir un double effet à l'extrémité distale de l'instrument. La première surface de polissage (310) de l'extrémité distale biseautée du support permet un premier effet et le second polissage (313) à l'extrémité apicale permet un second effet, grâce aux angles différents des deux polissages fournissant des modifications du champ de lumière différentes.

[0078] On comprend par ouverture numérique, le sinus de l'angle d'entrée maximal de la lumière dans le guide lumineux, par exemple la fibre, pour que la lumière puisse être guidée sans perte, mesuré par rapport à l'axe de la fibre.

[0079] Dans certains modes de réalisation, le guide de lumière est une fibre optique réfléchissant des longueurs d'ondes comprises entre 200nm et  $5\mu\text{m}$ . Cela permet d'élargir les applications cliniques en visant de nouveaux chromophores. Le type de fibre peut être choisi avec une fenêtre de longueur d'onde plus large que les infra-rouges (250 nm, Silice UV), comme par exemple 3 ou  $4\mu\text{m}$  (Chalcogénures) pour l'aiguille et pour son vecteur de lumière. Cela permet d'élargir les applications cliniques en visant de nouveaux chromophores ou fluorophores. De préférence, la fibre est réalisée en silice.

[0080] Ainsi, la composition de la fibre optique sera choisie en fonction des longueurs d'ondes utilisées. Le tableau ci-dessous récapitule les différentes compositions du guide en fonction des longueurs d'ondes.

Composition du guide	Longueur d'ondes (en $\mu\text{m}$ )
Silice standard	0.4-1.5
Silice UV	0.23-1.5
Silice IR	0.4-2.2 (Erbium, Holmium)
Saphir	0.4-3.3
Verres fluorés	0.4-5.5
Chalcogénures	5.5-11
Texglass T.ox	1-11 et 3-13
AgCl et AgBr	0.4-11
Bras optiques et fibres creuses	10,6 (CO <sub>2</sub> )

- [0081] Dans certains modes de réalisation, le support est creux et ne comprend pas de fibre. Le guide de lumière consiste alors en un revêtement de la surface interne du support formant un tube réfléchissant interne tels que ceux utilisés dans les pièces à mains de laser CO<sub>2</sub>.
- [0082] Avantagusement, le tube permet ainsi de réfléchir de grandes longueurs d'ondes, par exemple, 10600 nm (10,6  $\mu\text{m}$ ) lorsqu'un laser CO<sub>2</sub> est utilisé, plutôt qu'une source de lumière laser classique. Cette longueur d'onde étant peu pénétrante (profondeur 20  $\mu\text{m}$ ), elle est très utilisée pour la déterision tissulaire, par exemple dans le cadre de la chirurgie dermatologique ou neurochirurgie. De plus, cette longueur d'onde n'est accessible à aucun autre type de fibre et certains modes de réalisation de la présente demande permettent donc l'utilisation de tels lasers, par une fibre creuse ou un revêtement à l'intérieur de l'aiguille.
- [0083] Dans certains modes de réalisation, le laser CO<sub>2</sub> peut être véhiculé par une fibre creuse qui devra s'arrêter juste avant le biseau. En effet, le polissage du biseau est susceptible d'induire la production de résidu en poudre pouvant rendre incompatible la transmission secondaire de la lumière. On notera que sur la [Fig.9] montrant un exemple illustratif et non limitatif d'une telle fibre creuse, aucun moyen de déviation de lumière n'est représenté à part le biseau distal, mais il est bien entendu possible de prévoir un moyen de déviation tel que l'un de ceux décrits dans la présente demande, comme par exemple illustré en [Fig.18], mais également avec n'importe quel autre mode de réalisation présentant un moyen de déviation. Dans le domaine des lasers CO<sub>2</sub>, la déterision tissulaire a une place très importante que ce soit au bloc opératoire, quelles que soient les spécialités concernées (neurochirurgie, ophtalmologie, dermatologie, chirurgie vasculaire, chirurgie tumorale, chirurgie gynécologique...). Il existe des fibres creuses (2) parfaitement exploitables qui peuvent être intégrées en

amont du biseau de l'aiguille dont la partie terminale correctement polie (métallique) est tout à fait suffisante pour transmettre cette lumière et même la focaliser afin d'optimiser son caractère sectionnant et destructif sur le tissu concerné.

[0084] Dans certains modes de réalisation, au moins un filtre coloré est disposé sur le chemin de la lumière. Par exemple, l'instrument comporte au moins un filtre et/ou une colorisation pour permettre l'utilisation d'une lumière blanche filtrée et/ou colorisée, moins coûteuse qu'une source laser. Ainsi, par exemple, au moins une portion du guide de lumière (2) est filtrée et/ou colorisée. Cela permet avantageusement de filtrer la lumière blanche en tant que source non laser (Ex : PDT, destruction tissulaire...), ce qui est source d'économie, les lasers étant plus coûteux qu'une source de lumière blanche filtrée (type lampe flash) et facilite l'utilisation de certains procédés comme ceux de photothérapie dynamique par exemple.

[0085] Dans certains modes de réalisation, le guide de lumière comprend une fibre optique dopée, préférentiellement de diamètre extérieur compris entre de 50 à 1000µm, de préférence compris entre 50 et 150µm, de préférence entre 75 et 125µm. Avantageusement, la fibre dopée permet de travailler sur des fibres de petit calibre de l'ordre de 100 µm de diamètre pour les applications esthétiques notamment la photocoagulation vasculaire et lipolyse, par exemple sur le visage. De préférence le dopage de la fibre est réalisé avec de l'erbium, Holmium, thulium, ou du praséodyme.

[0086] Connecteur

[0087] Comme déjà mentionné plus haut, l'instrument est de préférence relié à la source de lumière (10) par un connecteur (4) permettant de changer d'instrument, par exemple entre deux patients ou deux applications. Ce connecteur peut être de type SMA comme connu dans le domaine et représenté sur les [Fig.2], [Fig.3], [Fig.4] et [Fig.10], mais il peut être remplacé par un connecteur à clip de verrouillage, évitant l'utilisation d'une virole de vissage qui risque d'engendrer un mauvais positionnement ou une rupture des éléments constitutifs de l'instrument. La présente demande utilise donc indistinctement les termes « connecteur » ou « raccord » ou « prise » avec ou sans le terme SMA, mais ils ne sont pas limitatifs. Dans certains modes de réalisation, l'aiguille et le vecteur sont connectés au sein d'un guide creux métallique, la prise mâle de l'aiguille venant s'insérer dans la prise femelle du vecteur de lumière, des billes étant de préférence montées sur ressort afin de maintenir le connecteur en bonne position pour le guidage optique.

[0088] La [Fig.2] représente de manière non limitative certains modes de réalisation, dans lequel le raccord ou moyen de raccordement (4) comprend un connecteur SMA avec un support et une virole de vissage. Un anneau de fixation permet de fixer et rigidifier le raccordement. Un tube de raccordement (41) peut être serti dans le moyen de raccordement (4), et un support de renforcement (42) peut être prévu pour rigidifier

encore le raccordement. Le support (3) est inséré dans le tube de raccordement (préalablement ou après le raccordement). Dans certains modes de réalisation, comme par exemple illustré de manière non limitative à la [Fig.4], le support (3) est une aiguille sertie dans le tube de sertissage (41) qui comprend un ou plusieurs points de sertissage (411). Dans ces modes de réalisation, le sertissage est indispensable pour assurer la rigidité de l'aiguille et éviter toute torsion ou angulation mécanique pouvant altérer la fibre à l'intérieur du corps de l'aiguille (3). Il est intégré en périphérie de cette dernière dans la partie du corps de sertissage du moyen de raccordement (4). Avantageusement, le sertissage permet aussi une réserve de masse pouvant contenir un excès de chaleur produit à partir de l'aiguille dans le tissu. Sa composition, notamment sa densité influe sur les paramètres de conductivité thermique, de transfert thermique, d'inertie thermique, de résistance thermique. Il tamponne un excès de réchauffement ce qui est une sécurité pour l'utilisation de ce matériel in vivo.

- [0089] Dans certains modes de réalisation, la base du support est sertie sur le clip de raccordement. Cela permet d'améliorer la solidité afin d'éviter toute rupture de fibre à l'origine de l'aiguille pouvant être source de rupture et donc d'accident. Le clip est en amont du sertissage et peut être métallique pour augmenter la solidité. Dans certains modes de réalisation, la base de l'aiguille et du raccord présente un repérage du biseau de l'aiguille une fois qu'elle est fixée par vissage au serrage maximal ou un clip avec mise en vis-à-vis afin d'avoir la certitude que le biseau est bien positionné. Certaines manipulations exigent en effet la rotation du matériel notamment en vasculaire.
- [0090] Dans certains modes de réalisation, le guide de lumière présente un diamètre inférieur à celui du support, au niveau du raccordement entre le support et le guide de lumière. Cela permet avantageusement d'éviter un échauffement entre le raccord SMA de l'aiguille et le vecteur de lumière facteur de sécurité.
- [0091] Dans certains modes de réalisation, un réactif thermique est inclus dans la gaine du vecteur de lumière et le clip ou la prise SMA. Ce réactif peut être non métallique et à usage unique. Avantageusement, cela permet de visualiser une surchauffe anormale sur le dispositif.
- [0092] Dans certains modes de réalisation, l'instrument comprend des moyens de rotation et/ou d'avancement du guide de lumière (2) et/ou du support (3), notamment l'un par rapport à l'autre. Dans certains modes de réalisation, l'instrument comprend au moins un marquage pour vérifier le bon positionnement de l'instrument.
- [0093] La présente invention concerne aussi l'amélioration de l'ergonomie et de l'utilisation d'un instrument médical. Bien que présentées de façon indépendantes, et faisant partie de modes de réalisation indépendants des modes de réalisations décrits plus haut, l'homme du métier comprend aisément que les caractéristiques décrites ci-après sont aussi combinables avec ce qui est décrit dans le reste du présent texte.

- [0094] Ainsi, dans certains modes de réalisation, le support (3), par exemple une aiguille optique, serait relié à une source laser de longueur d'onde variable par un guide de lumière (vecteur de lumière) connecté de part et d'autre au laser et au support par un clip de raccordement au lieu d'une prise standard (SMA ou autre). Cela permet avantageusement un gain de temps, une meilleure ergonomie grâce à la prise en main facilitée. En outre, le vissage d'une prise SMA peut parfois provoquer une destruction du pas de vis du guide de lumière (vecteur de lumière) et du support lui-même, par exemple de l'aiguille elle-même. En outre, la présence d'un clip de raccordement permet la colorisation du clip identifiant pour chaque matériel suivant les applications, ce qui simplifie encore l'utilisation.
- [0095] Dans certains modes de réalisation, le raccord de l'aiguille et du vecteur de lumière est colorisé. Cela permet suivant les applications de faciliter l'identification de chaque type de matériel en fonction de l'application pour laquelle il serait destiné, de préférence de même couleur que le clip.
- [0096] *Applications*
- [0097] Un procédé de traitement par lumière laser peut avantageusement utiliser un instrument ou un système selon l'invention. Il peut notamment être utilisé pour des applications vasculaires, notamment pour le traitement de varice. Pour leur traitement, le laser peut être utilisé pour la sclérose de varice. Il peut aussi être utilisé pour l'occlusion artérielle remplaçant alors l'embolisation chimique aussi la désobstruction artérielle fibro-calcaire pour la préparation des angioplasties. Il en est de même pour la détersion ulcéreuse, la section tumorale ou la lipolyse laser.
- [0098] Par exemple, après une anesthésie locale, on pique avec l'instrument selon l'invention au droit d'une varice à traiter, au travers de la peau, comme pour une ponction. La piqûre peut se faire sous contrôle de la vue ou sous contrôle échographique. L'instrument peut servir lui-même à l'injection d'anesthésique au travers d'un chenal prévu à cet effet, évitant ainsi une piqûre et l'emploi d'une seringue supplémentaires. Un chenal, éventuellement le même, peut aussi être prévu pour vérifier l'afflux de sang. On peut ainsi vérifier le bon positionnement de l'instrument dans le système vasculaire. Une anesthésie par intumescence péri-vasculaire ou péri-tumoral peut être pratiquée. Le repérage peut se faire sous échographie. Une substance photochimique pourra être aussi injectée afin de potentialiser l'effet thermique ou photothérapeutique s'il est appliqué à la pathologie tumorale.
- [0099] Lorsque l'instrument est en position, on effectue un tir laser. Il est avantageux d'imprimer une rotation à l'extrémité du guide de lumière afin d'assurer une lésion circconférentielle de la paroi de la varice à traiter. On obtient ainsi une sclérose de la varice, qui n'est alors plus irriguée. On observe en laser endoveineux une photocoagulation du sang avec rétraction tissulaire par contraction du collagène en proportion

plus importante dans la veine variqueuse.

[0100] On retire ensuite l'instrument, qui peut-être décharbonné si nécessaire avec une compresse stérile. L'instrument est alors prêt pour traiter une autre varice. Une ponction directe sans aiguille de guidage est aussi possible.

[0101] Dans certains modes de réalisation, l'instrument comprend un dispositif électronique (puce) de comptabilité avec le guide de lumière et la source afin de calibrer le faisceau en sortie de support (sortie de l'aiguille) ; ceci permettrait de connaître exactement la perte de puissance à l'extrémité de l'aiguille comparativement aux données de la source de lumière. En outre, il pourrait être couplé à un dispositif permettant la spectrophotométrie ou la biopsie cellulaire optique.

[0102] Dans certains modes de réalisation, l'instrument comprend un dispositif de thermocouple à l'extrémité distale du support pour mesurer la température à ce point, afin d'avoir une mesure de température in vivo via un double chenal déjà breveté et un système d'alarme en cas de température critique qui permet d'éviter les brûlures et permet d'étudier des modèles thermodynamiques in vivo et in vitro avec un couplage par thermographie externe pour chaque application. L'ensemble permettrait de concevoir des simulations thermodynamiques. De plus ceci permettrait de détecter des chromophores pour le dépistage de produits toxiques dans le contrôle alimentaire à partir du moment où ils auraient un spectre d'absorption spécifique ; on éviterait ainsi des analyses biologiques lentes et coûteuses et on augmenterait significativement le dépistage sur les chaînes alimentaires.

[0103] L'invention permet ainsi le dépistage de produits toxiques dans le contrôle alimentaire par l'utilisation d'un instrument médical selon l'invention, par la détection des chromophores.

[0104] L'étude de température par thermocouple en fonction d'abaque à étudier permettrait d'évaluer le pourcentage de graisse et de protéines dans un viande hachée sur un chaîne alimentaire par exemple ou l'étude d'une tumeur in situ en pathologie humaine ou vétérinaire.

[0105] Dans certains modes de réalisation, l'utilisation d'un dispositif de type « multiplexeur » permet d'émettre à une certaine longueur d'onde et de récupérer un décalage de fréquence, notamment pour l'immunofluorescence par l'injection de fluorophore, par exemple via le chenal de l'aiguille ou même l'utilisation de chromophore. Ainsi, certains modes de réalisation concernent l'utilisation de l'instrument pour la détection de chromophores. De plus, ce type d'outil permet une analyse spectrométrique, notamment en infrarouge, par exemple pour l'étude des tissus in vivo. Ceci permet de développer cet outil aussi bien dans les domaines de recherche médicale mais aussi dans les domaines vétérinaires et alimentaire afin de rechercher des substances particulières en analyse spectrophotométrique. Pour la fluorescence il

peut être utile pour le calibrage d'utiliser un embout dont l'extrémité permet de tester cette fluorescence.

- [0106] Le multiplexage en longueur d'onde ou WDM (wavelength-division multiplexing) nécessite de recruter pour l'aiguille un nombre faible de canaux et reste par conséquent donc moins coûteux ou « coarse WDM ». Il utilise un filtre dichroïque déposé sur la fibre elle-même. Il permet de diviser le champ de photons en deux ce qui permet une transmission bidirectionnelle afin d'observer un décalage d'absorption en spectrophotométrie (immunofluorescence par exemple) pour le photo-diagnostic tumoral en révélant des protéines anormales.
- [0107] Il est concevable de multiplier le nombre de fibres dans une aiguille, même dans un calibre de 2 mm seulement, afin d'exploiter une imagerie optique équivalente du « phased array » en échographie on parle alors de « dense WDM » ou « d'ultra dense WDM ».
- [0108] La présente invention est donc applicable au photo-diagnostic Lors de l'utilisation d'un multiplexeur au niveau de la source de lumière, car avec ces systèmes à multiples fibres, en modifiant le champ optique grâce aux agencements de la présente demande, on peut obtenir des images particulières avec divers niveaux de spécificité et de sensibilité, notamment en immunofluorescence. On injecte une lumière et on examine son retour, mais si on utilise une aiguille à double chenal (avec un chenal d'injection de molécules immunofluorescentes) on peut par exemple discriminer les types de cellules (astrocytome versus un gliome par exemple) en récupérant le décalage de fréquence. Divers modes de réalisation à double chenal (ou à 2 chenaux dans 2 instruments) utiliseront donc un chenal pour l'injection de molécules immunofluorescentes et l'autre pour la lumière, avec les principes décrits dans la présente demande.
- [0109] La spectrométrie (avec un multiplexeur en amont) peut également être réalisée pour détecter des molécules particulières (à spectre d'absorption spécifique). Dans ce cas, il n'est pas nécessaire d'avoir deux chenaux ou de chenal d'injection.
- [0110] Parmi les applications, il peut être tiré avantage des gradients ou des sauts d'indice, notamment pour véhiculer plusieurs longueurs d'onde différentes. En effet, il existe essentiellement deux types de fibres optiques qui exploitent le principe de la réflexion totale interne : la fibre à saut d'indice et la fibre à gradient d'indice. Dans la fibre à saut d'indice, l'indice de réfraction chute brutalement d'une valeur dans le cœur à une valeur moindre dans la gaine. Dans la fibre à gradient d'indice, ce changement d'indice est beaucoup plus progressif. Un troisième type de fibre optique utilise le principe de la bande interdite des cristaux photoniques pour assurer le guidage de la lumière, plutôt que la réflexion totale interne. De telles fibres sont appelées des fibres à cristaux photoniques, ou fibres micro-structurées. Ces fibres présentent habituellement un contraste d'indice beaucoup plus élevé entre les différents matériaux (en général la silice et l'air).

Dans ces conditions, les propriétés physiques du guidage diffèrent sensiblement des fibres à saut d'indice et à gradient d'indice. L'invention peut donc couvrir l'utilisation de ces divers types de fibres. D'autre part, l'invention peut également concerner des fibres monomodes et/ou multimodes. Enfin, l'invention peut également utiliser des filtres dichroïques.

[0111] Dans certains modes de réalisations, la longueur d'onde de la lumière est comprise entre 200 et 5000 nm. Par exemple, pour la désobstruction artérielle ou veineuse, la longueur d'onde peut être d'environ 308-310 nm.

[0112] Comme déjà mentionné plus haut, l'ouverture numérique de la fibre détermine la surface active du dispositif exploitable pour ces différentes applications comme l'imagerie optique, dite biopsie optique, les applications médicales dans le domaine thermique mais aussi disruptif, notamment en ophtalmologie, en désobstruction artérielle (sténose ou occlusion), ainsi que pour la désobstruction veineuse en cas de sténose ou d'occlusion. Ceci permet par exemple de préparer les vaisseaux pour la mise en place d'un stent, soit artériel soit veineux. La désobstruction vasculaire exploite des longueurs d'onde dans le domaine de l'ultra-violet comme pour le marquage industriel où la section industrielle des matériaux. Les temps de mission étant beaucoup plus courts les puissances crêtes sont très élevées ce qui fait évoluer l'effet thermique au niveau biologique vers un effet thermo mécanique et la disruption tissulaire qui est un effet non thermique donc sécurisée pour les applications médicales. D'autre part, comme mentionné plus haut, La source peut être une lumière blanche filtrée par la fibre elle-même afin de déterminer la bonne longueur d'onde pour la photothérapie dynamique et le photo-diagnostic (PDT = Photo Dynamic Therapy selon la terminologie anglo-saxonne) par exemple avec des temps d'émission long, c'est-à-dire généralement supérieurs à une seconde.

[0113] Comme mentionné plus haut, dans certains modes de réalisation, comme par exemple illustré de manière non limitative à la [Fig.8], l'aiguille optique qui n'est pas polie en forme de flèche, et ne présente pas de polissage latéral, ce qui permet de transformer l'aiguille en outil de section optique. Ceci concerne les domaines de détersion tissulaire ou tumorale, que ce soit sur un champ opératoire ou des procédures au cabinet comme la conisation laser sur les stades I et II qui ne font pas l'objet d'un traitement bloc opératoire en raison du coût. L'outil peut donc permettre dans cette application de traiter au cabinet avec anesthésie locale une aiguille longue une petite lésion précancéreuse est donc améliorée statistiquement le pronostic. En cas de traitement jugé insuffisant après la première biopsie histologique, ce traitement peut être complété ou répété toujours à faible coût en dehors du bloc opératoire. Il en est de même pour la chirurgie dermatologique par exemple (détersion des ulcères, détersion des petites tumeurs bénignes sous anesthésie locale).

- [0114] La source laser de lumière nécessite une puissance modeste pour cette application, par exemple de l'ordre de 10 à 15 W dans le domaine des petits lasers portables de faible taille.
- [0115] Ainsi, notamment pour une plus grande précision, il peut être avantageux que le guide de lumière, par exemple une fibre optique se prolonge au-delà du support, par exemple une aiguille. Il peut être prévu que la fibre dépasse de 0 à 1cm, de préférence d'environ 5 mm. Pour protéger la fibre optique au cours de d'une ponction, il peut être prévu des moyens pour rétracter la fibre dans l'aiguille et des moyens pour étendre la fibre optique au-delà de l'extrémité distale de l'aiguille, jusque dans une position de travail.
- [0116] Il peut aussi être prévu des moyens de rotation du guide de lumière relativement à d'autres parties de l'instrument ; par exemple relativement au support, notamment dans le cas d'une aiguille contenant une fibre optique, ou relativement à des moyens de raccord, notamment dans le cas d'une aiguille intérieurement habillée de silice. Ces moyens de rotation permettent ainsi un traitement circonférentiel facilité.
- [0117] Aussi, un instrument selon l'invention peut être utilisé à d'autres applications vasculaires, par exemple la sclérose de varices non seulement sur les membres inférieurs, mais aussi de varices pelviennes ou oesophagiennes (en per-opératoire), d'hémorroïdes, ou l'occlusion a sclérose vasculaire ou l'anastomose vasculaire lors d'opérations chirurgicales. On peut aussi utiliser un instrument selon l'invention pour réaliser une perforation tissulaire, ou comme alternative aux colles biologiques, de type cyanoacrylates, pour toute embolisation intravasculaire, notamment pour les fistules congénitales ou acquises, ou veineuse, notamment pour des malformations ou des angiomes, l'occlusion lymphatique source d'ulcères.
- [0118] D'autres applications existent, notamment pour la destruction tissulaire, particulièrement si l'on veut une grande précision. Ainsi, en dermatologie, l'utilisation d'un laser de la longueur d'onde de 980nm, ou de longueurs d'onde des Erbiums et des Holmiums, 2,940 et 2,140  $\mu\text{m}$ , absorbées par l'eau, rend un instrument selon l'invention particulièrement efficace, notamment pour le traitement des condylomes, verrues et autres lésions cutanées. Les cicatrices sont de qualité supérieure à celles obtenues par d'autres techniques.
- [0119] Dans le cadre de la destruction cellulaire, d'autres applications peuvent aussi être la détersion tissulaire en mode contact, par exemple appliquée aux ulcères. Un instrument selon l'invention peut encore être utilisé pour la destruction de métastases tissulaires, par exemple intra-hépatique, plus ergonomique et moins coûteuse que par radio-fréquence. La destruction tissulaire par laser implique un phénomène d'absorption tissulaire des photons *avec* conversion secondaire en chaleur. Cette absorption étant ciblée à certains constituants moléculaires spécifique au tissu (chromophores), l'effet

thermomécanique est plus spécifique qu'un autre procédé de chauffage thermique des tissus tels que la radiofréquence par exemple (effet thermique). Cette spécificité permet de nouvelles applications des lasers comme la photothérapie dynamique en cancérologie par exemple.

- [0120] L'utilisation d'un support rigide pour le guide de lumière permet une utilisation plus précise et une maniabilité supérieure. Ainsi, les lésions occasionnées par le traitement sont plus précises. La stimulation biologique améliore la cicatrisation. L'hémorragie est réduite, ainsi que le risque infectieux, la carbonisation impliquant des températures voisines ou supérieures à 350°C ou 400°C, jusqu'à l'incandescence tissulaire proche de 600 °C. Les douleurs post-opératoires sont elles aussi réduites, notamment dans le cas des détersions d'ulcères ; Il y a moins d'infections post-opératoires. Il existe une inhibition secondaire de l'inflammation et des facteurs algogènes au niveau des terminaisons nerveuses.
- [0121] En outre, des paramètres peuvent être réglables, par exemple la longueur d'onde, le temps d'émission et de pose entre chaque tir, la fluence, l'irradiance, le mode continu ou impulsionnel (simple ou multiple) ou l'aire de destruction selon la diffusion optique à l'extrémité du guide de lumière.
- [0122] On comprendra aisément à la lecture de la présente demande que les particularités de la présente invention, comme généralement décrits et illustrés dans les figures, puissent être arrangés et conçus selon une grande variété de configurations différentes. Ainsi, la description de la présente invention et les figures afférentes ne sont pas prévues pour limiter la portée de l'invention mais représentent simplement des modes de réalisation choisis.
- [0123] L'homme de métier comprendra que les caractéristiques techniques d'un mode de réalisation donné peuvent en fait être combinées avec des caractéristiques d'un autre mode de réalisation à moins que l'inverse ne soit explicitement mentionné ou qu'il ne soit évident que ces caractéristiques sont incompatibles. De plus, les caractéristiques techniques décrites dans un mode de réalisation donné peuvent être isolées des autres caractéristiques de ce mode à moins que l'inverse ne soit explicitement mentionné.
- [0124] Il doit être évident pour les personnes versées dans l'art que la présente invention permet des modes de réalisation sous de nombreuses autres formes spécifiques sans l'éloigner du domaine défini par la portée des revendications jointes, ils doivent être considérés à titre d'illustration et l'invention ne doit pas être limitée aux détails donnés ci-dessus.

### **Liste des signes de référence**

- [0125] 1. Instrument  
2. Guide de lumière (fibre optique, fibre creuse ou revêtement réfléchissant)

- 21. Extrémité distale du guide de lumière
- 210. Aire de polissage de l'extrémité distale du guide de lumière
- 212. Surface active du guide de lumière
- 3. Support tubulaire (ou aiguille)
- 31. Extrémité distale du support biseauté
- 310. Aire de polissage de l'extrémité distale du support
- 311. Orifice du support
- 312. Orifice latéral du support
- 3121. Chanfrein (ou polissage) de l'orifice latéral du support
- 313. Second biseau ou polissage du support (soit latéral, soit central)
- 314. Echancrures distales de l'orifice du support (latérales ou centrales, semi-sphériques ou triangulaires)
- 315. Surface interne polie réfléchive du support
- 4. Moyen de raccordement
- 41. Tube de raccordement ou de sertissage
- 411. Points de sertissage
- 42. Support du tube de raccordement
- 43. Anneau de fixation
- 44. Verrou SMA (virole de vissage)
- 45. Support de connecteur SMA
- 46. Connecteur SMA
- 6. Tissu ou organe
- 7. Câble optique
- 8. Extrémité distale de l'instrument
- 10. Source de lumière
- V. Vaisseau sanguin
- H. Hauteur du polissage distal du support et du guide
- B. Angle de flèche de l'extrémité distale du support
- C. Angle de polissage du second biseau latéral de l'extrémité distale
- G. Angle de polissage du second biseau central de l'extrémité distale
- D. Angle de biseautage de l'extrémité distale biseauté du support
- E. Angle de courbure du support
- F. Angle du chanfrein de l'orifice latéral du support.

## Revendications

- [Revendication 1] Instrument médical (1) comprenant une extrémité distale libre destinée à pénétrer dans un tissu ou un organe (6) et/ou un vaisseau sanguin (V) et une extrémité proximale connectable à une source de lumière (10), ledit instrument comprenant un support (3) tubulaire dans lequel est monté au moins un guide de lumière (2), ledit support (3) comportant une extrémité distale (31) biseautée comprenant au moins un orifice formant une première sortie optique, pour une émission sensiblement frontale de la lumière par ledit guide (2) via ladite première sortie optique, ledit instrument étant caractérisé en ce qu'il comprend au moins un moyen de déviation optique (210, 310, 312, 313, 314, 315) de la lumière formant une seconde sortie optique, pour une émission de lumière déviée, comprenant au moins un usinage sur une portion distale de l'instrument, avec au moins un polissage réfléchif et/ou concave pour une convergence de la lumière et/ou convexe pour une divergence de la lumière, ledit polissage étant réalisé sur ledit guide de lumière (2) et/ou sur ledit support (3).
- [Revendication 2] Instrument médical (1) selon la revendication 1, dans lequel le guide de lumière (2) comprend une fibre optique.
- [Revendication 3] Instrument médical (1) selon la revendication 2, dans lequel ladite fibre optique est creuse et associé à une source de lumière de laser CO<sub>2</sub>.
- [Revendication 4] Instrument médical (1) selon la revendication 1, dans lequel le guide de lumière (2) comprend un revêtement réfléchissant sur la paroi interne du support (3) tubulaire.
- [Revendication 5] Instrument médical (1) l'une des revendications précédentes, dans lequel ladite extrémité distale biseautée (31) dudit support (3) est affûtée en flèche avec un angle (B) d'affutage lui conférant des propriétés coupantes et pénétrantes.
- [Revendication 6] Instrument médical (1) l'une des revendications précédentes, dans lequel au moins une portion distale est courbée selon un rayon (E) de courbure, facilitant la manipulation de l'instrument depuis l'extérieur du tissu ou organe (6).
- [Revendication 7] Instrument médical (1) l'une des revendications précédentes, dans lequel ledit moyen de déviation de lumière comporte au moins un orifice latéral (312) dans la paroi dudit support, à proximité de l'extrémité distale (31), ledit orifice latéral (312) comprenant au moins un chanfrein (3121) dans l'épaisseur de la paroi du support (3),

fournissant un angle (F) de déviation optique, soit en s'évasant vers l'extérieur pour former un moyen de déviation divergent, soit en s'évasant vers l'intérieur pour former un moyen de déviation convergent.

- [Revendication 8] Instrument médical (1) l'une des revendications précédentes, dans lequel ledit moyen de déviation de lumière est un moyen de déviation divergent comprenant un polissage convexe réalisé sur une bille conductrice de lumière déposée à la surface du guide de lumière (3).
- [Revendication 9] Instrument médical (1) l'une des revendications précédentes, dans lequel l'extrémité distale (21) du guide de lumière (2), par exemple une fibre optique à embout nu sectionnée transversalement ou biseautée ou une fibre creuse, est positionnée en retrait de l'extrémité distale biseautée (31) du support (3), avec une surface interne polie réfléchive (315) à l'intérieur de l'extrémité distale biseautée (31) du support (3) servant alors d'outil réfléchif formant un moyen de déviation optique.
- [Revendication 10] Instrument médical (1) selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'extrémité distale biseautée (31) du support (3) comporte une aire de polissage (310) circonférentielle sur la surface du biseau selon un angle (A) de biseautage et comporte un second biseau, obtenu par un second polissage (313) d'une portion de ladite (310) aire de polissage.
- [Revendication 11] Instrument médical (1) selon la revendication 10, dans lequel ledit second polissage (313) est réalisé sur une portion latérale de ladite (310) aire de polissage, fournissant un angle (C) de déviation optique latérale.
- [Revendication 12] Instrument médical (1) selon la revendication 10, dans lequel ledit second polissage (313) est circonférentiel sur toute ladite (310) aire de polissage et fournit un angle (D) de déviation optique distale.
- [Revendication 13] Instrument médical (1) selon la revendication 10, dans lequel ledit second polissage (313) est réalisé sur une portion centrale et apicale de ladite (310) aire de polissage, fournissant un angle (G) de déviation optique apicale.
- [Revendication 14] Instrument médical (1) selon la revendication 13, dans lequel ledit second polissage (313) est réalisé à une hauteur (H1, H2) déterminée pour obtenir également une aire (210) de polissage de l'extrémité distale du guide (2) de lumière, résultant en deux angles (G) de déviation optique et une surface active (212) déformée du guide (2) de lumière.
- [Revendication 15] Instrument médical (1) selon l'une des revendications 1 à 9, dans lequel l'extrémité distale biseautée (31) du support (3) comporte une aire de polissage (310) circonférentielle sur la surface du biseau selon un angle

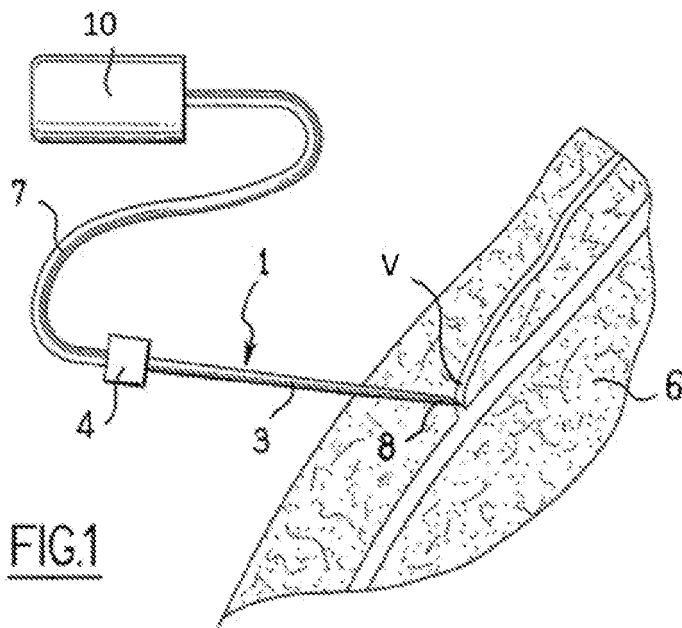
(A) de biseautage et comporte au moins une échancrure (314) semi-sphérique et ou triangulaire formant au moins un moyen de déviation optique, soit latéral, soit central et apical.

- [Revendication 16] Instrument médical (1) selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'extrémité distale du guide de lumière (2) est logée à l'intérieur du support (3), en retrait par rapport à l'extrémité distale (31) du support d'une distance d'au moins 1 à 10 mm.
- [Revendication 17] Instrument médical (1) selon l'une des revendications précédentes, dans lequel l'instrument comprend deux guides de lumière, préférentiellement deux fibres optiques, un des guides portant un moyen de déviation optique divergent, par exemple un polissage convexe tandis que l'autre porte un moyen de déviation optique convergent, par exemple un polissage concave.
- [Revendication 18] Instrument médical (1) selon l'une des revendications 1 à 16, dans lequel ledit guide (2) de lumière comporte à la fois un moyen de déviation optique divergent et un moyen de déviation optique convergent.
- [Revendication 19] Instrument médical (1) selon l'une des précédentes, dans lequel le support (3) comporte à la fois un moyen de déviation optique divergent et un moyen de déviation optique convergent.
- [Revendication 20] Instrument (1) selon l'une des revendications 1 à 5, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de rotation et/ou d'avancement du guide de lumière (2) et/ou du support (3), notamment l'un par rapport à l'autre.
- [Revendication 21] Instrument selon l'une des revendications précédentes, caractérisé en ce qu'il comprend au moins un marquage pour vérifier le bon positionnement de l'instrument.
- [Revendication 22] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel au moins filtre coloré est disposé sur le chemin de la lumière.
- [Revendication 23] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le support est réalisé en matériau neutre biologiquement, de préférence choisi parmi l'acier inoxydable ou l'aluminium.
- [Revendication 24] Selon la revendication précédente, dans lequel le support présente un revêtement extérieur (« coating ») distal en matériau à conduction thermique augmentée.
- [Revendication 25] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le guide de lumière est une fibre optique réflé-

- chissant des longueurs d'ondes comprises entre 200nm et 5 $\mu$ m.
- [Revendication 26] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le guide de lumière est un revêtement de la surface interne du support formant un tube réfléchissant interne réfléchissant des longueurs d'ondes comprises entre 200 nm et 11 $\mu$ m, de préférence 5 $\mu$ m et 11 $\mu$ m.
- [Revendication 27] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le guide de lumière est une fibre optique dopée de diamètre extérieur compris entre de 50 à 1000 $\mu$ m, de préférence compris entre 50 et 150 $\mu$ m, de préférence entre 75 et 125 $\mu$ m.
- [Revendication 28] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le support (3) présente une longueur comprise entre 10 et 120 mm, le diamètre extérieur du guide est compris entre 100 à 4 000  $\mu$ m, de préférence 50 et 1000 $\mu$ m, le diamètre extérieur de l'aiguille est compris entre 200 à 5000  $\mu$ m, de préférence entre 450  $\mu$ m et 1000 $\mu$ m et l'extrémité distale (31) du support (3) est biseautée avec un angle (A) de biseau compris entre 10 et 20°.
- [Revendication 29] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel il comprend un dispositif électronique de compatibilité avec le vecteur de lumière et la source afin de calibrer la puissance du faisceau en sortie d'aiguille.
- [Revendication 30] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'ouverture du guide, préférentiellement l'ouverture numérique de la fibre, est comprise entre 15° et 40°, de préférence 20 et 35°, encore préférentiellement 23° et 32°.
- [Revendication 31] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel l'instrument comprend deux chenaux, soit par un double chenal dans le support (3), soit par un chenal du support (3) associé à un autre chenal d'un autre instrument, l'ensemble étant couplé à un dispositif de mesure de thermocouple pour mesurer la température à l'extrémité distale (31) du support (3).
- [Revendication 32] Instrument médical (1) selon la revendication précédente, qui comprend en outre un système d'alarme lorsque la valeur de la température mesurée dépasse une valeur seuil prédéterminée.
- [Revendication 33] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, qui comprend en outre un réactif thermique configuré pour réagir lorsque celui-ci atteint une température prédéterminée, afin de visualiser une surchauffe.

- [Revendication 34] Instrument médical (1) selon l'une quelconque des revendications précédentes, dans lequel le guide (2) de lumière comporte une pluralité de fibres optiques différentes, avec des moyens de déviation optique différents d'une fibre à l'autre, l'instrument étant couplé à un multiplexeur au niveau de la source de lumière pour réaliser un photodiagnostic grâce au recueil différentiel des signaux des différentes fibres.
- [Revendication 35] Procédé de dépistage de produits toxiques dans le contrôle alimentaire par l'utilisation d'un instrument médical (1) selon les revendications précédentes, par la détection des chromophores.

[Fig. 1]



[Fig. 2]

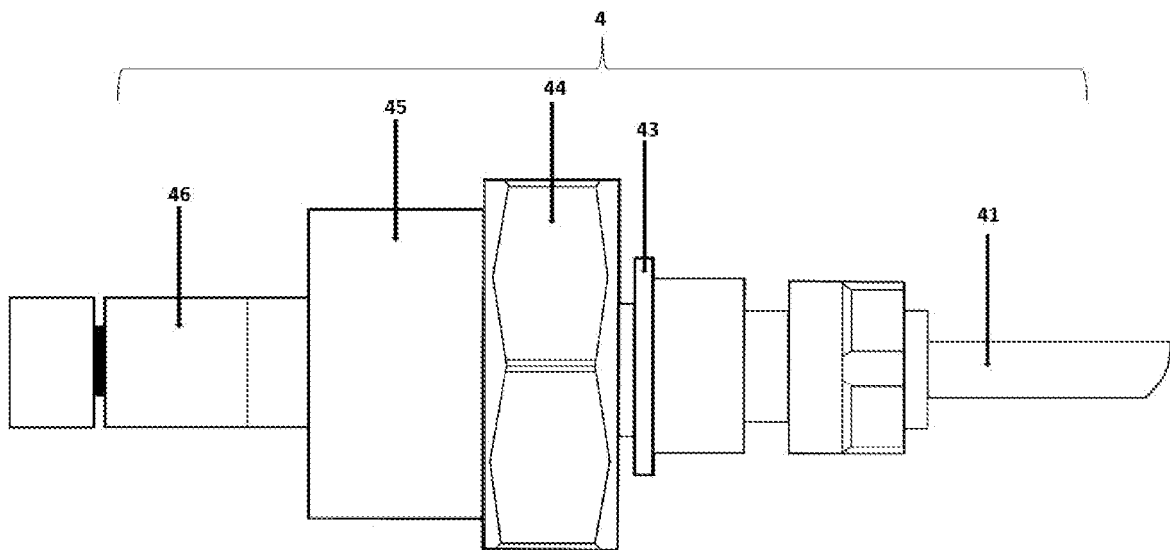


Fig. 2

[Fig. 3]

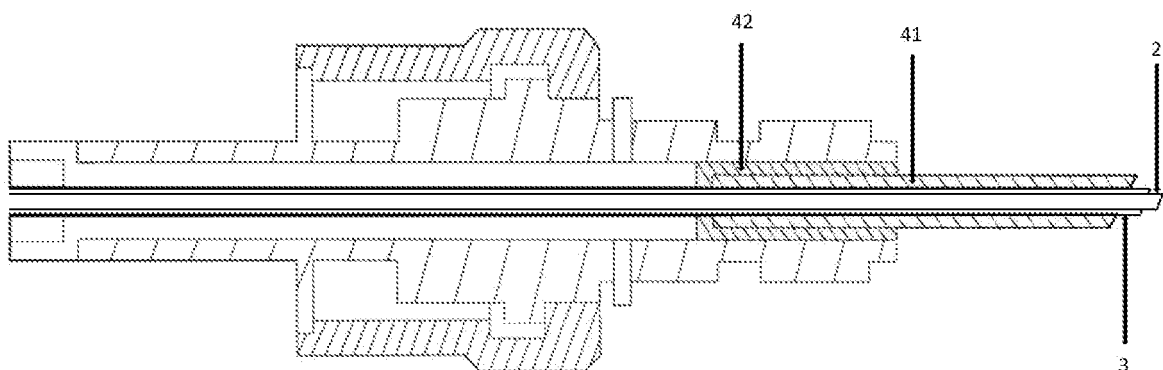


Fig. 3

[Fig. 4]

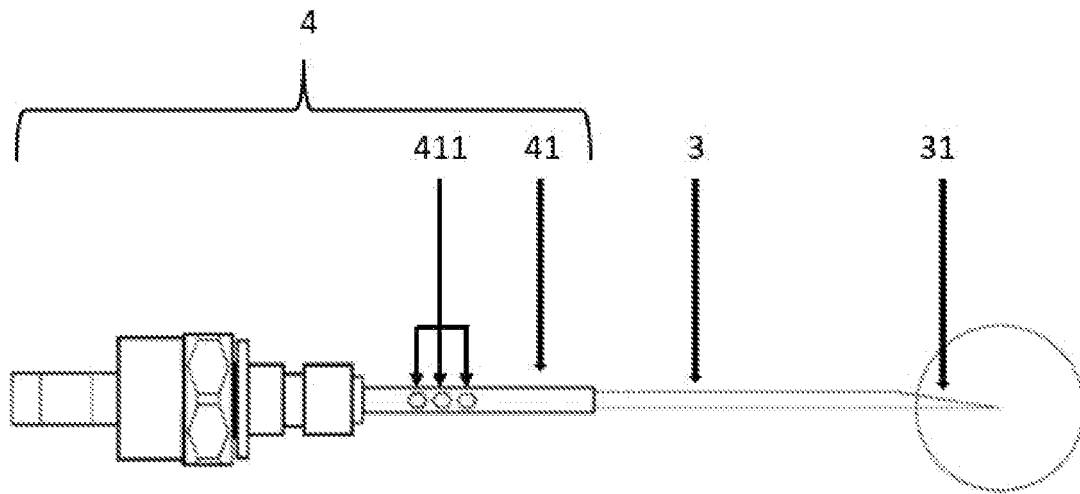


Fig. 4

[Fig. 5]

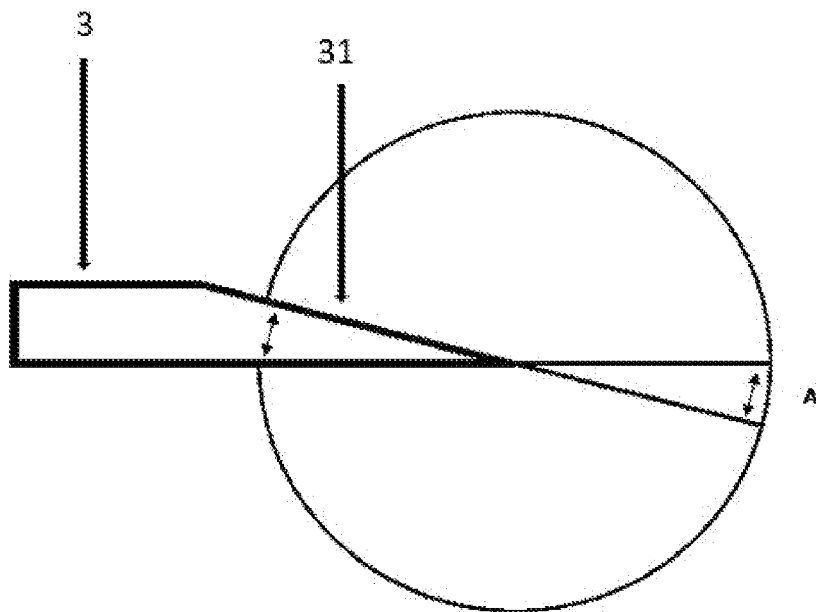


Fig. 5

[Fig. 6]

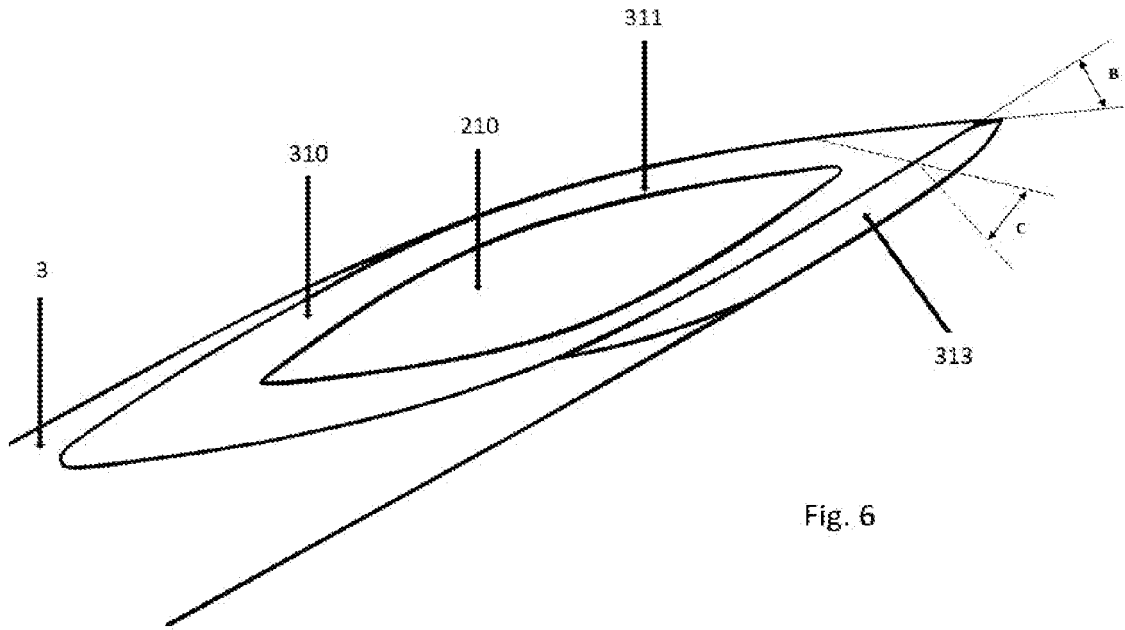


Fig. 6

[Fig. 7]

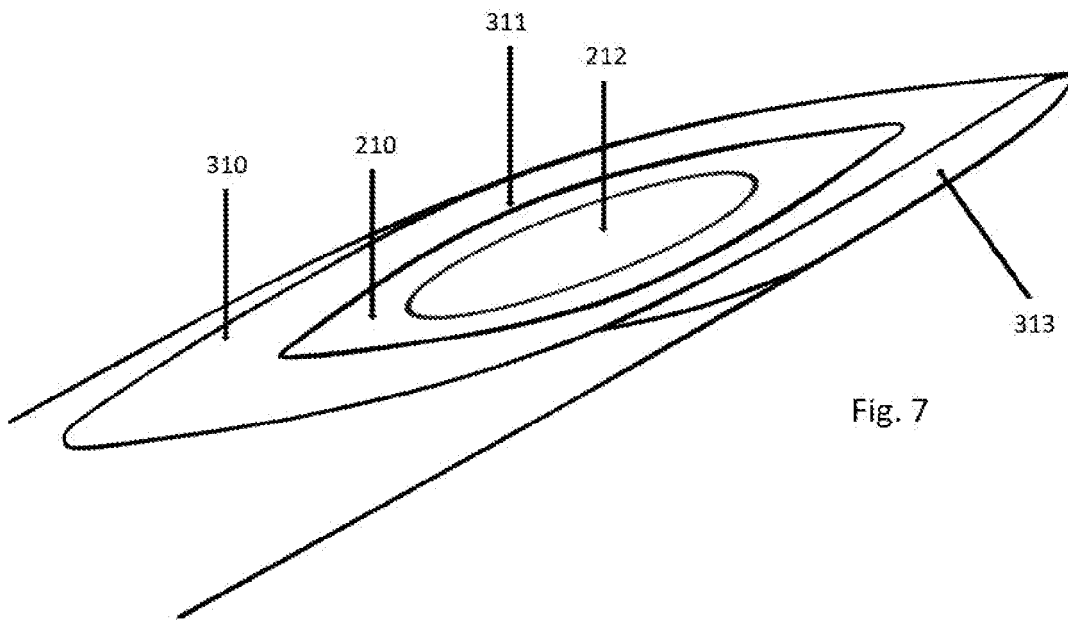


Fig. 7

[Fig. 8]

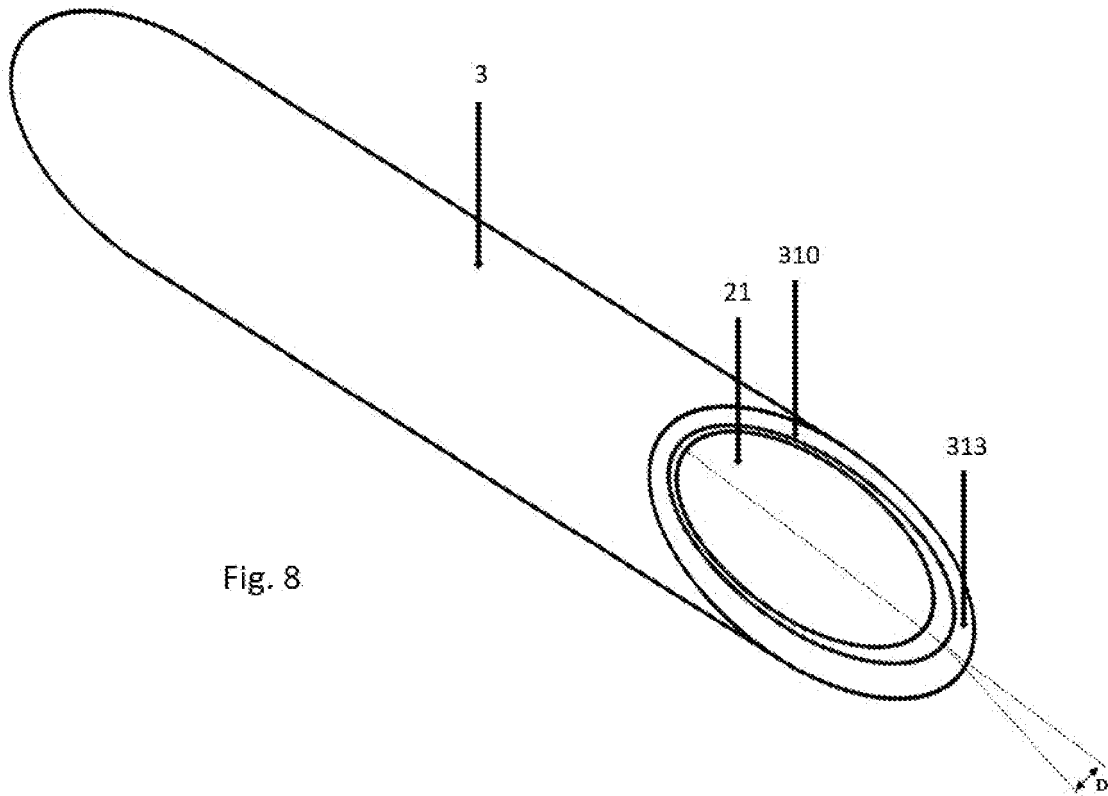


Fig. 8

[Fig. 9]

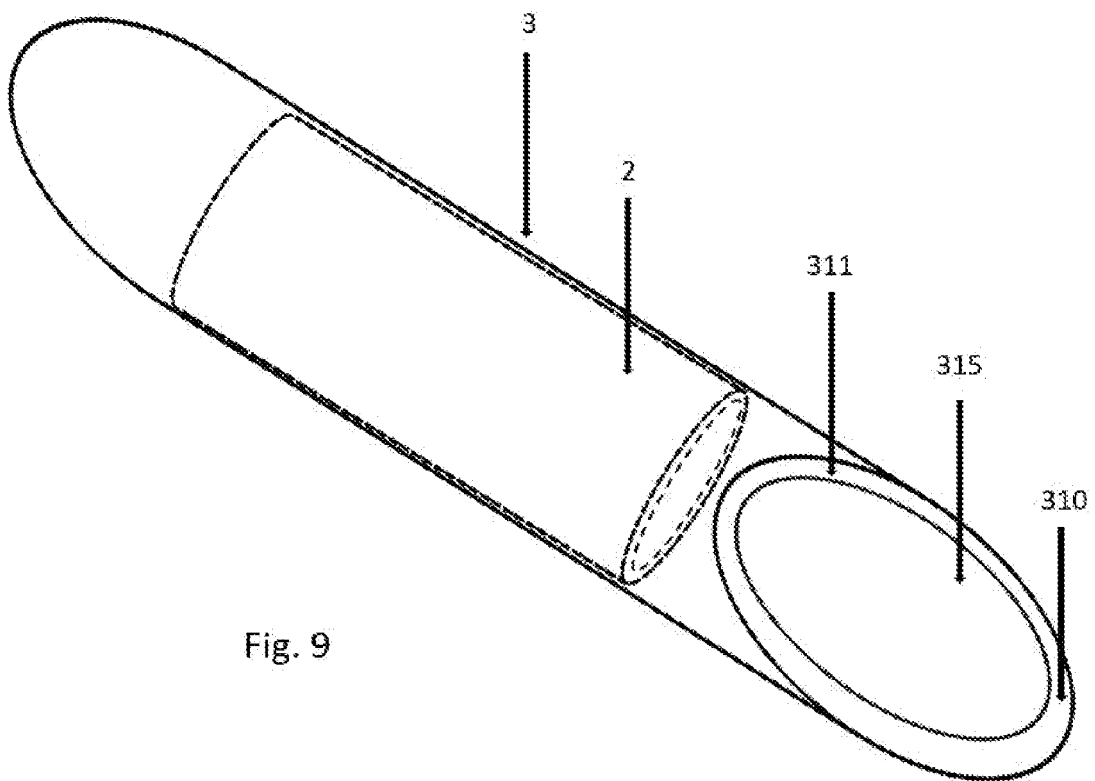
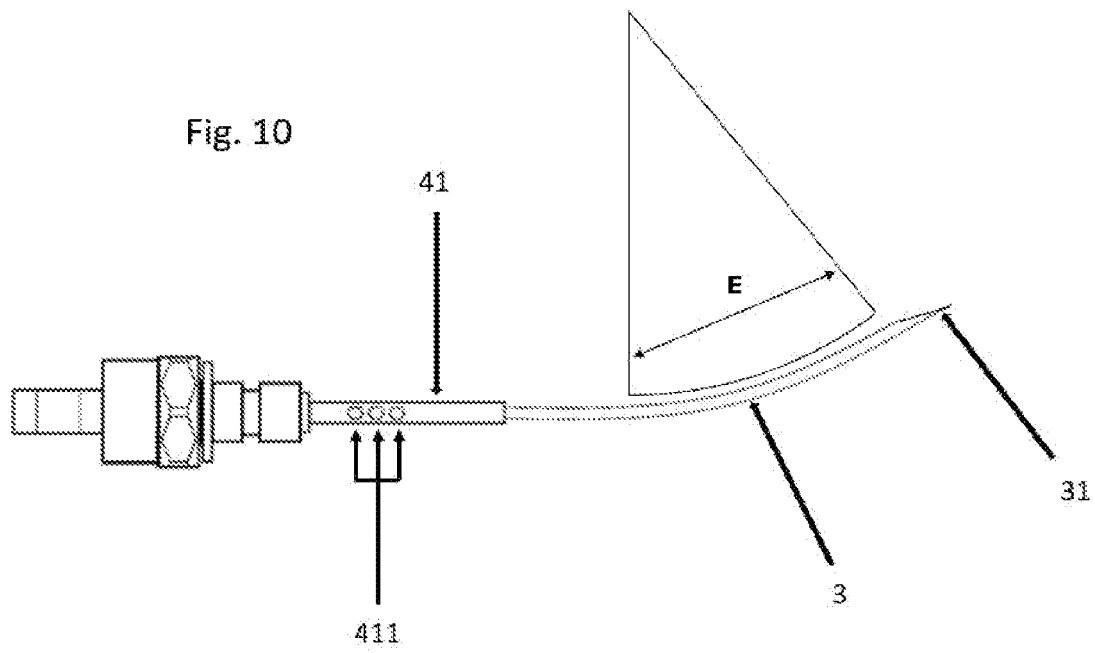
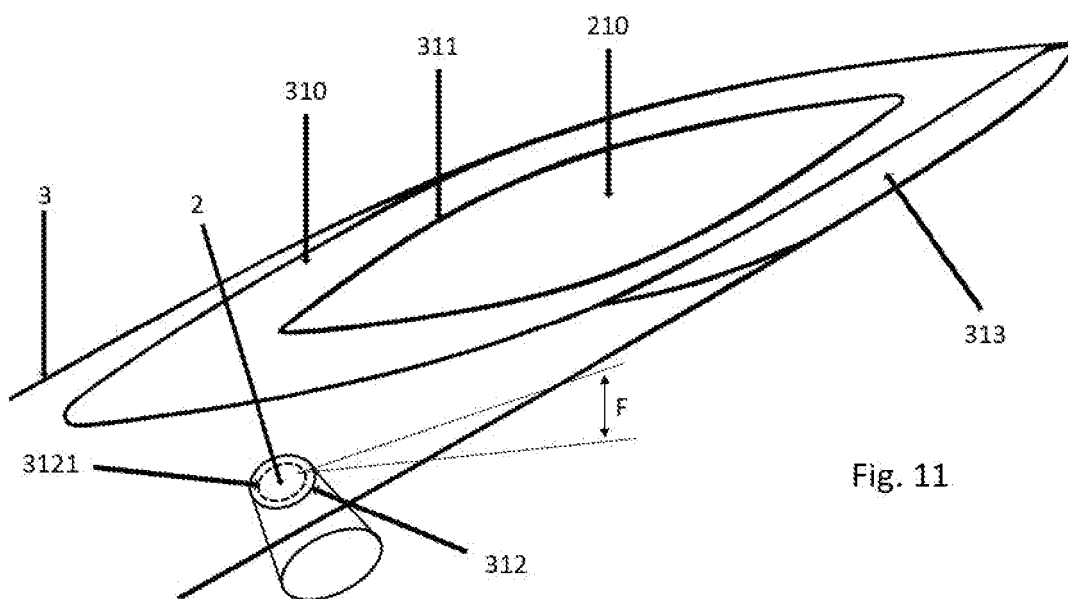


Fig. 9

[Fig. 10]



[Fig. 11]



[Fig. 12]

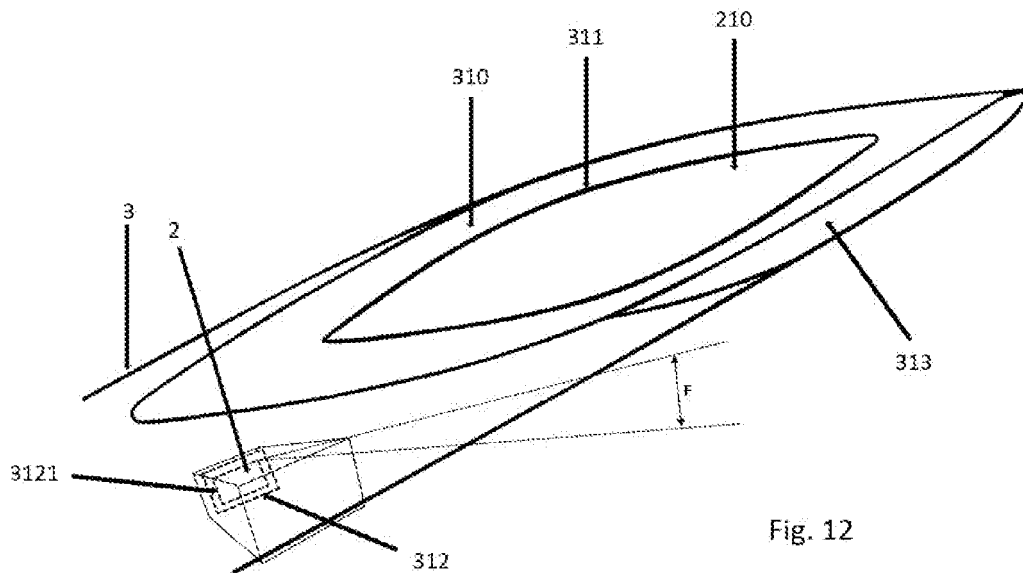


Fig. 12

[Fig. 13]

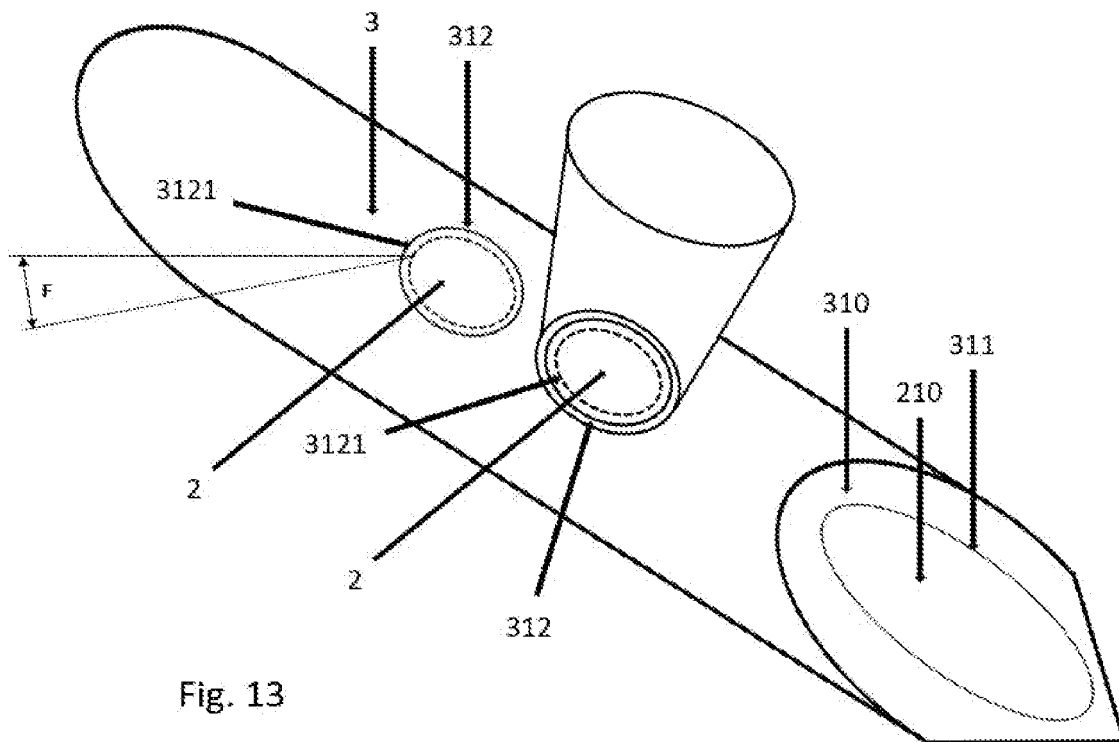
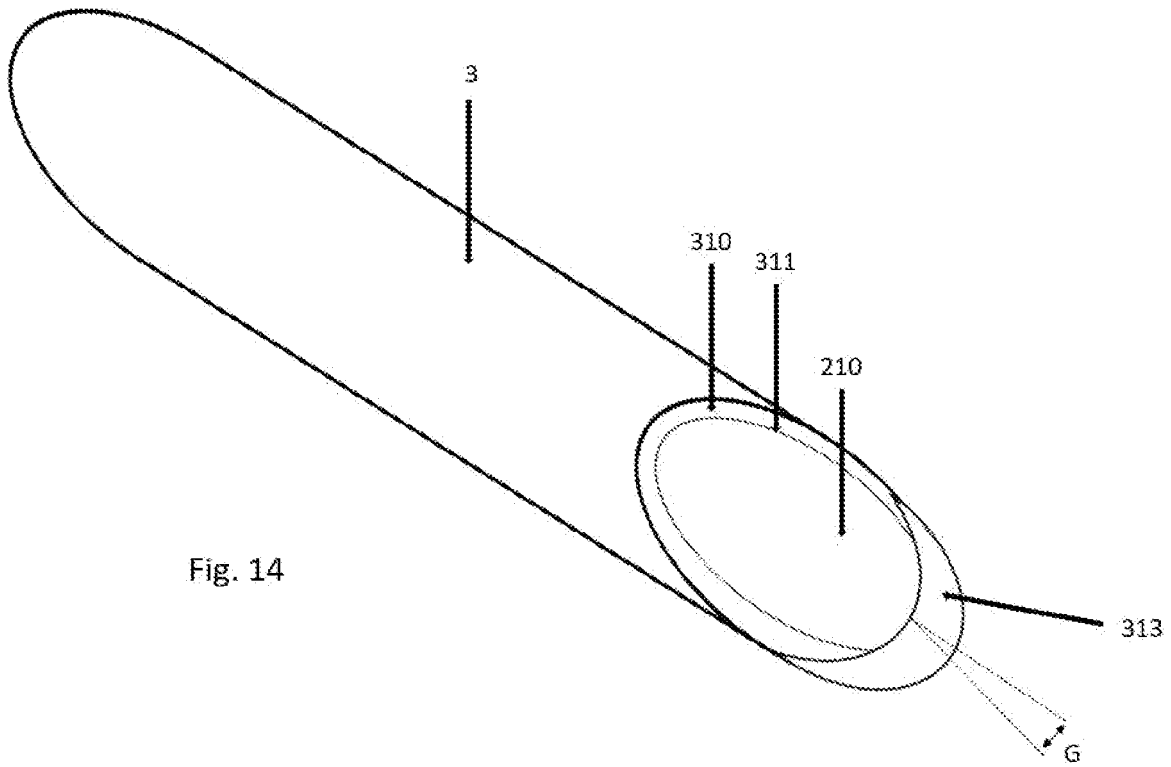


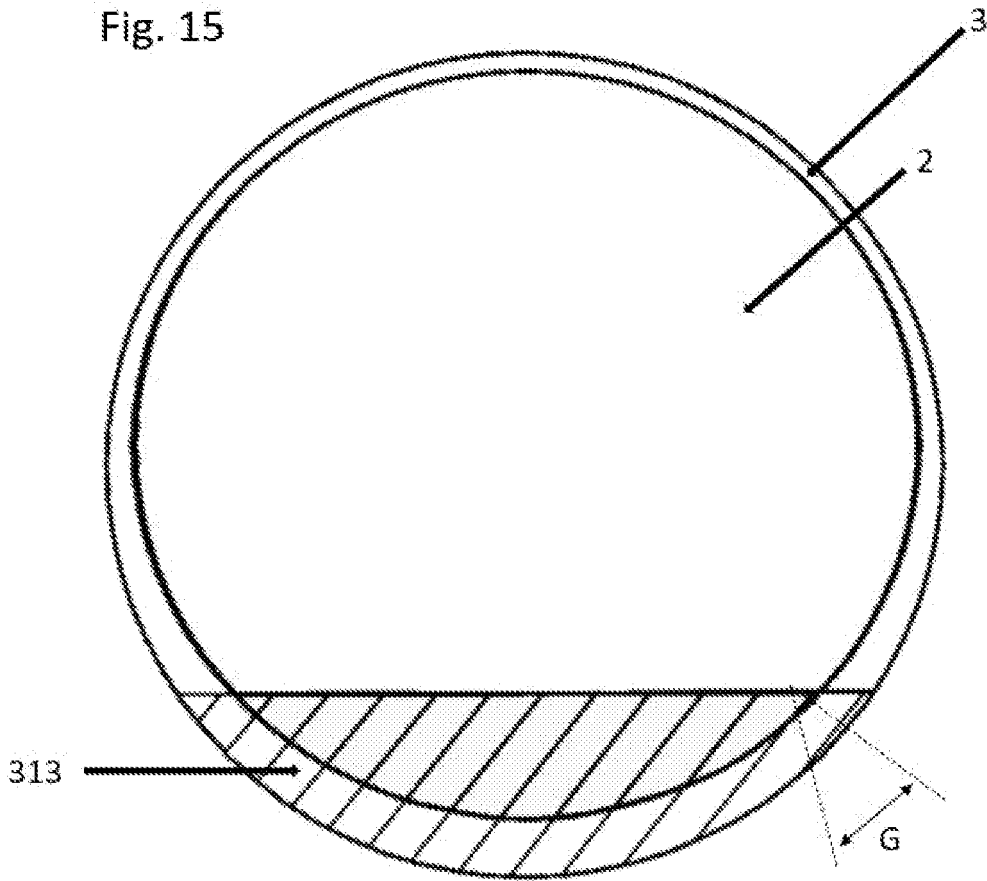
Fig. 13

[Fig. 14]

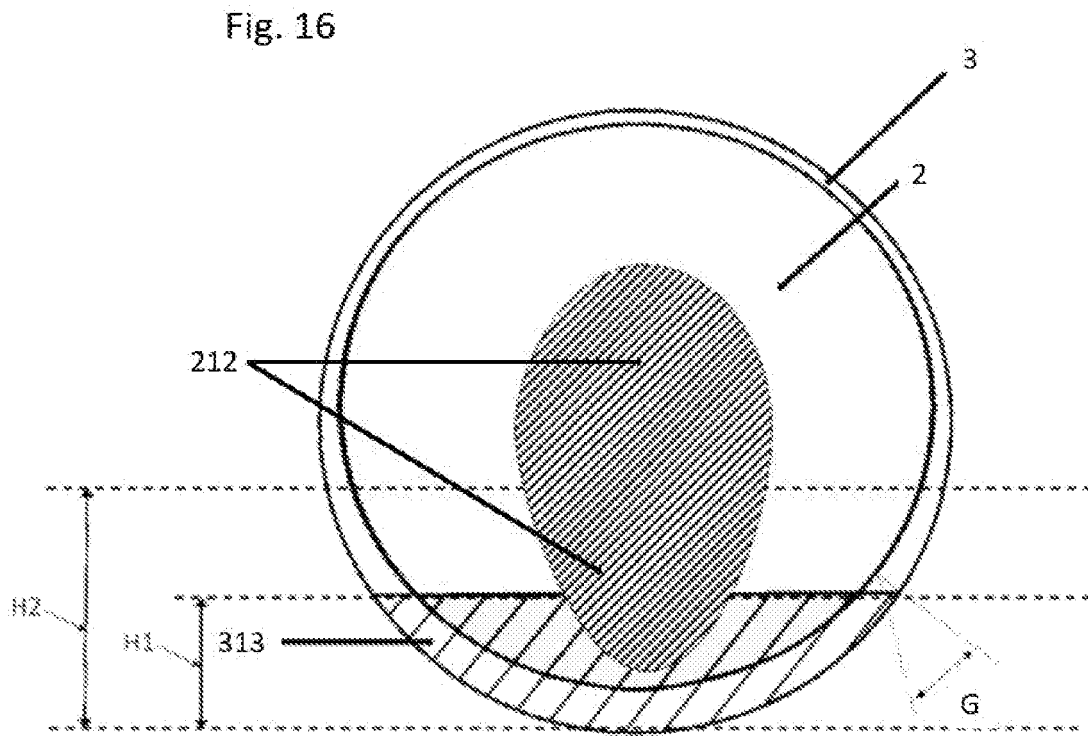


[Fig. 15]

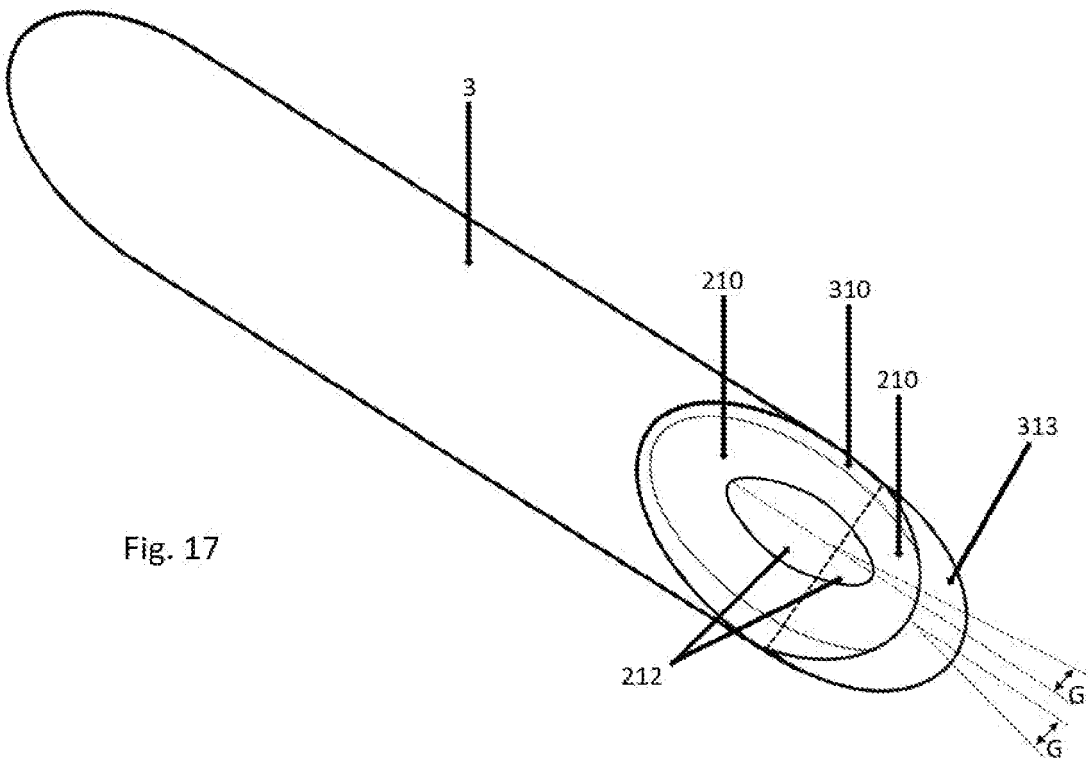
Fig. 15



[Fig. 16]



[Fig. 17]



[Fig. 18]

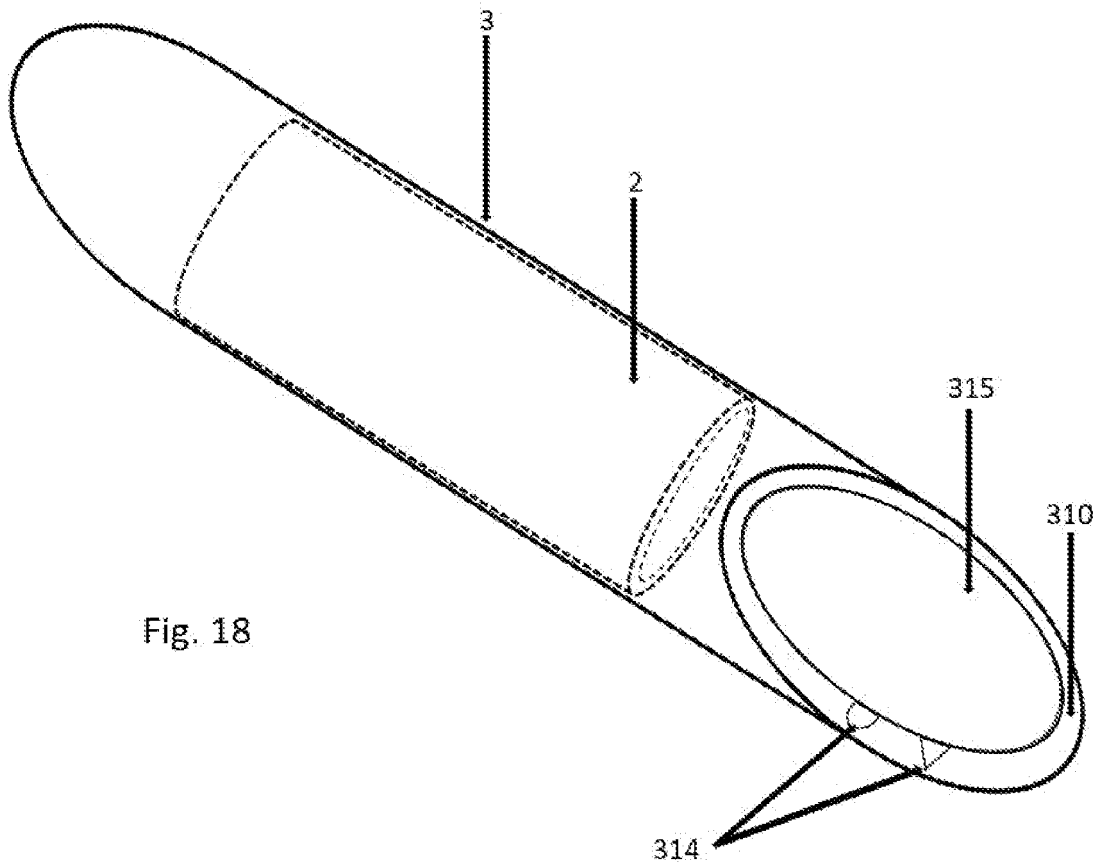


Fig. 18

**RAPPORT DE RECHERCHE  
 PRÉLIMINAIRE**
N° d'enregistrement  
national
 établi sur la base des dernières revendications  
 déposées avant le commencement de la recherche

**FA 901598**  
**FR 2114199**

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	WO 2014/162242 A1 (KONINKL PHILIPS NV [NL]; PHILIPS DEUTSCHLAND GMBH [DE]) 9 octobre 2014 (2014-10-09)	1, 2, 4-6, 8, 9, 16, 21, 23, 25-30	A61B18/22 A61B18/24 A61B17/00
A	* figures 4B-D, 5, 6, 7B *	3, 7, 10-15, 17-20, 22, 24, 31-35	
X	US 2014/121538 A1 (HENDRIKS BERNARDUS HENDRIKUS WILHELMUS [NL] ET AL) 1 mai 2014 (2014-05-01)	1, 2, 5, 6, 10-13, 16, 21, 23, 25-30, 35	
A	* alinéas [0017], [0024], [0030] - [0032], [0036], [0038], [0050], [0068]; figures 1, 2 *	3, 4, 7-9, 14, 15, 17-20, 22, 24, 31-34	
X	US 5 280 788 A (JANES G SARGENT [US] ET AL) 25 janvier 1994 (1994-01-25)	1, 2, 4-7, 9, 16, 21, 23, 25-30	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC) A61B
A	* figures 3A, 6B, 8A, 9B *	3, 8, 10-15, 17-20, 22, 24, 31-35	
----- -/--			
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
4 août 2022		Link, Tatiana	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
X : particulièrement pertinent à lui seul		E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un		à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date	
autre document de la même catégorie		de dépôt ou qu'à une date postérieure.	
A : arrière-plan technologique		D : cité dans la demande	
O : divulgation non-écrite		L : cité pour d'autres raisons	
P : document intercalaire		.....	
		& : membre de la même famille, document correspondant	

**RAPPORT DE RECHERCHE  
 PRÉLIMINAIRE**
N° d'enregistrement  
national
 établi sur la base des dernières revendications  
 déposées avant le commencement de la recherche

**FA 901598**  
**FR 2114199**

DOCUMENTS CONSIDÉRÉS COMME PERTINENTS		Revendication(s) concernée(s)	Classement attribué à l'invention par l'INPI
Catégorie	Citation du document avec indication, en cas de besoin, des parties pertinentes		
X	US 6 174 424 B1 (WACH MICHAEL LEONARD [US] ET AL) 16 janvier 2001 (2001-01-16)	1, 2, 4-6, 8, 9, 16, 21, 23, 25-30	DOMAINES TECHNIQUES RECHERCHÉS (IPC)
A	* figures 13, 45-47, 54, 57A, 64 *	3, 7, 10-15, 17-20, 22, 24, 31-35	
A, D	----- WO 2007/104836 A1 (ANASTASIE BRUNO [FR]) 20 septembre 2007 (2007-09-20) -----	1-35	
A	US 6 011 889 A (DANIEL STEVEN A [US] ET AL) 4 janvier 2000 (2000-01-04) * figures 4A-C *	1-35	
A	----- EP 0 514 258 A1 (SLT JAPAN KK [JP]) 19 novembre 1992 (1992-11-19) * figure 9 *	1-35	
A	----- US 2016/038236 A1 (NEUBERGER WOLFGANG [AE]) 11 février 2016 (2016-02-11) * figures 1c, 4b *	1-35	
A	----- US 5 772 657 A (HMEJAR MICHAEL [US] ET AL) 30 juin 1998 (1998-06-30) * figures 15a, 15b, 16a, 16b *	1-35	
Date d'achèvement de la recherche		Examineur	
4 août 2022		Link, Tatiana	
CATÉGORIE DES DOCUMENTS CITÉS		T : théorie ou principe à la base de l'invention	
X : particulièrement pertinent à lui seul		E : document de brevet bénéficiant d'une date antérieure	
Y : particulièrement pertinent en combinaison avec un		à la date de dépôt et qui n'a été publié qu'à cette date	
autre document de la même catégorie		de dépôt ou qu'à une date postérieure.	
A : arrière-plan technologique		D : cité dans la demande	
O : divulgation non-écrite		L : cité pour d'autres raisons	
P : document intercalaire		.....	
		& : membre de la même famille, document correspondant	

**ANNEXE AU RAPPORT DE RECHERCHE PRÉLIMINAIRE  
RELATIF A LA DEMANDE DE BREVET FRANÇAIS NO. FR 2114199 FA 901598**

La présente annexe indique les membres de la famille de brevets relatifs aux documents brevets cités dans le rapport de recherche préliminaire visé ci-dessus.  
Les dits membres sont contenus au fichier informatique de l'Office européen des brevets à la date du **04-08-2022**  
Les renseignements fournis sont donnés à titre indicatif et n'engagent pas la responsabilité de l'Office européen des brevets, ni de l'Administration française

Document brevet cité au rapport de recherche		Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
<b>WO 2014162242</b>	<b>A1</b>	<b>09-10-2014</b>	<b>AUCUN</b>	
<b>US 2014121538</b>	<b>A1</b>	<b>01-05-2014</b>	<b>BR 112013033225 A2</b>	<b>01-03-2017</b>
			<b>CN 103648368 A</b>	<b>19-03-2014</b>
			<b>EP 2725965 A1</b>	<b>07-05-2014</b>
			<b>JP 2014518118 A</b>	<b>28-07-2014</b>
			<b>RU 2014102498 A</b>	<b>10-08-2015</b>
			<b>US 2014121538 A1</b>	<b>01-05-2014</b>
			<b>WO 2013001394 A1</b>	<b>03-01-2013</b>
<b>US 5280788</b>	<b>A</b>	<b>25-01-1994</b>	<b>EP 0575472 A1</b>	<b>29-12-1993</b>
			<b>US 5280788 A</b>	<b>25-01-1994</b>
			<b>WO 9214399 A1</b>	<b>03-09-1992</b>
<b>US 6174424</b>	<b>B1</b>	<b>16-01-2001</b>	<b>US 6174424 B1</b>	<b>16-01-2001</b>
			<b>US 6366726 B1</b>	<b>02-04-2002</b>
			<b>US 6370406 B1</b>	<b>09-04-2002</b>
			<b>US 6416234 B1</b>	<b>09-07-2002</b>
<b>WO 2007104836</b>	<b>A1</b>	<b>20-09-2007</b>	<b>EP 1996106 A1</b>	<b>03-12-2008</b>
			<b>ES 2469593 T3</b>	<b>18-06-2014</b>
			<b>US 2010063493 A1</b>	<b>11-03-2010</b>
			<b>WO 2007104836 A1</b>	<b>20-09-2007</b>
<b>US 6011889</b>	<b>A</b>	<b>04-01-2000</b>	<b>AUCUN</b>	
<b>EP 0514258</b>	<b>A1</b>	<b>19-11-1992</b>	<b>AU 1621692 A</b>	<b>19-11-1992</b>
			<b>CA 2066963 A1</b>	<b>16-11-1992</b>
			<b>EP 0514258 A1</b>	<b>19-11-1992</b>
			<b>JP H05220170 A</b>	<b>31-08-1993</b>
			<b>KR 920022605 A</b>	<b>19-12-1992</b>
			<b>RU 2092197 C1</b>	<b>10-10-1997</b>
<b>US 2016038236</b>	<b>A1</b>	<b>11-02-2016</b>	<b>EP 2981225 A2</b>	<b>10-02-2016</b>
			<b>JP 6553021 B2</b>	<b>31-07-2019</b>
			<b>JP 2016515900 A</b>	<b>02-06-2016</b>
			<b>US 2016038236 A1</b>	<b>11-02-2016</b>
			<b>WO 2014162268 A2</b>	<b>09-10-2014</b>
<b>US 5772657</b>	<b>A</b>	<b>30-06-1998</b>	<b>AUCUN</b>	