

19 RÉPUBLIQUE FRANÇAISE
INSTITUT NATIONAL
DE LA PROPRIÉTÉ INDUSTRIELLE
PARIS

11 N° de publication :

2 895 665

(à n'utiliser que pour les
commandes de reproduction)

21 N° d'enregistrement national :

06 11386

51 Int Cl⁸ : A 61 B 19/00 (2006.01), A 61 B 1/008, B 25 J 3/04

12

DEMANDE DE BREVET D'INVENTION

A1

22 Date de dépôt : 26.12.06.

30 Priorité : 27.12.05 US 11319011.

43 Date de mise à la disposition du public de la
demande : 06.07.07 Bulletin 07/27.

56 Liste des documents cités dans le rapport de
recherche préliminaire : *Ce dernier n'a pas été
établi à la date de publication de la demande.*

60 Références à d'autres documents nationaux
apparentés :

71 Demandeur(s) : INTUITIVE SURGICAL INC — US.

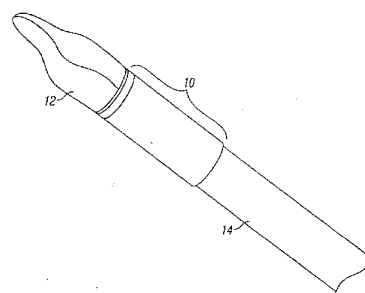
72 Inventeur(s) : HASSER CHRISTOPHER J, SWARUP
NITISH, COOPER THOMAS et ANDERSON S. CHRIS-
TOPHER.

73 Titulaire(s) :

74 Mandataire(s) : CABINET PLASSERAUD.

54 ENDOSCOPE ARTICULE ET PERMUTABLE POUR ROBOT CHIRURGICAL.

57 Endoscope chirurgical articulé peu invasif, à poignet
souple (10) ayant au moins un degré de liberté. Lorsqu'on
l'utilise avec un robot chirurgical comportant une pluralité de
bras robotisés, l'endoscope peut être employé avec l'un
quelconque de la pluralité de bras en permettant de ce fait
l'utilisation d'un type universel de bras. L'endoscope selon
la présente invention est rendu plus intuitif pour un utilis-
ateur en attachant un référentiel, utilisé pour commander le
mouvement du degré de liberté, au poignet souple (10) pour
un mouvement du poignet correspondant au degré de liber-
té. L'endoscope selon la présente invention atténue le mou-
vement indésirable à son extrémité arrière/proximale en
prenant l'image de l'objet en liaison avec le degré de liberté
reposant sur un référentiel tournant autour d'un point de ro-
tation situé à proximité du poignet souple (10).



FR 2 895 665 - A1



ENDOSCOPE ARTICULE ET PERMUTABLE POUR ROBOT CHIRURGICAL

La présente invention concerne d'une façon générale les endoscopes et, plus particulièrement, des endoscopes orientables/articulés et permutables pour pratiquer des interventions chirurgicales à l'aide de robot.

Les progrès dans les techniques chirurgicales peu invasives ont permis d'accroître énormément le nombre d'opérations chirurgicales pratiquées de manière peu invasive. Les techniques médicales peu invasives visent à réduire la quantité de tissus extérieurs endommagée pendant des actes diagnostiques ou chirurgicaux, en réduisant de ce fait, pour le patient, le délai de rétablissement, l'inconfort et les effets secondaires préjudiciables. La durée moyenne d'un séjour en hôpital pour une opération classique peut également être fortement abrégée à l'aide de techniques chirurgicales peu invasives. Ainsi, une adoption plus fréquente de techniques peu invasives pourrait économiser des millions de journées d'hôpital et des millions d'euros chaque année rien que pour ce qui concerne les coûts de séjours en hôpital. Les délais de rétablissement des patients, l'inconfort pour les patients, les effets secondaires à la suite d'opérations et la durée des arrêts de travail peuvent également être réduits grâce à la chirurgie peu invasive.

La forme la plus courante de chirurgie peu invasive est peut-être l'endoscopie. La forme d'endoscopie la plus courante est probablement la laparoscopie, qui constitue un examen et une intervention chirurgicale peu invasive à l'intérieur de la cavité abdominale. En chirurgie laparoscopique classique, on insuffle un gaz dans l'abdomen d'un patient et on fait passer des gaines de canules à travers de petites incisions (d'environ 12 à 13 mm) afin de ménager des orifices d'entrée pour des instruments de chirurgie laparoscopique. Les instruments de chirurgie laparoscopique comprennent généralement un laparoscope (pour examiner la zone de l'intervention) et des outils de travail. Les outils de travail sont similaires à ceux utilisés en chirurgie classique (invasive), sauf que l'extrémité active ou l'organe terminal effecteur de chaque outil est séparé de sa poignée par une rallonge. Au sens de la présente description, l'expression "organe terminal effecteur" désigne la partie réellement active de l'instrument chirurgical et peut comprendre, par exemple, des clamps, des pinces préhensives, des ciseaux, des pinces anastomotiques et des porte-aiguilles. Pour réaliser des interventions chirurgicales, le chirurgien fait passer ces outils ou instruments de travail par les gaines de canules jusqu'à un site interne chirurgical et les manipule depuis l'extérieur de l'abdomen. Le chirurgien contrôle

l'acte à l'aide d'un moniteur qui affiche une image du site chirurgical prise à partir du laparoscope. Des techniques endoscopiques similaires sont employées, par exemple, en arthroscopie, en rétropéritonéoscopie, en pelviscopie, en néphroscopie, en cystoscopie, en cisternoscopie, en sinoscopie, en hystéroscopie, en urétroscopie et autres.

De nombreux inconvénients sont liés aux techniques actuelles de chirurgie peu invasive (MIS). Par exemple, les instruments de MIS existants privent le chirurgien de la souplesse de mise en place des outils qui existe en chirurgie invasive. La plupart des outils de laparoscopie actuels ont une tige rigide, aussi peut-il être difficile de s'approcher du site chirurgical via la petite incision. De plus, la longueur et la structure de nombreux instruments endoscopiques réduisent la capacité du chirurgien à ressentir les forces exercées par les tissus et les organes sur l'organe terminal effecteur de l'outil correspondant. Le manque de dextérité et de sensibilité des outils endoscopiques est un obstacle majeur au développement de la chirurgie peu invasive.

Des systèmes robotisés de téléchirurgie peu invasive sont en cours d'élaboration pour améliorer la dextérité d'un chirurgien lorsqu'il travaille dans un site chirurgical interne, ainsi que pour permettre à un chirurgien d'opérer à distance sur un patient. Dans un système de téléchirurgie, le chirurgien dispose souvent d'une image du site chirurgical sur un poste de travail informatisé. Tout en regardant une image en trois dimensions du site chirurgical sur un appareil de visionnement ou d'affichage approprié, le chirurgien procède aux actes chirurgicaux sur le patient en manipulant des dispositifs de saisie ou de commande maîtres du poste de travail. Le dispositif maître commande le mouvement d'un instrument chirurgical à fonctionnement servomécanique. Pendant l'acte chirurgical, le système téléchirurgical peut assurer l'actionnement et la commande mécaniques de divers instruments ou outils chirurgicaux comportant des organes terminaux effecteurs comme, par exemple, des pinces préhensives de tissus, des pousse-aiguilles ou analogues, qui exécutent diverses fonctions pour le chirurgien, par exemple tenir ou pousser une aiguille, saisir un vaisseau sanguin ou découper des tissus, ou analogues, en réponse à une manipulation des dispositifs de commande maîtres.

Bien que des systèmes robotisés de chirurgie peu invasive tels que le da Vinci® de Intuitive Surgical Inc., Sunnyvale, Californie puissent fournir aux chirurgiens beaucoup plus de possibilités d'articulation et des images vidéo en 2D et 3D d'une qualité bien meilleure pendant les interventions que la laparoscopie

classique, de tels systèmes de chirurgie robotisée peuvent actuellement être plus limités en ce qui concerne la souplesse pour certaines fonctions. En particulier, en raison de leurs dimensions et de leur poids, il faut une architecture de robot chirurgical avec un bras robotisé "spécial" pour tenir l'endoscope et sa caméra d'après la description du brevet des E.U.A. n° 6 451 027. De ce fait, les chirurgiens ne peuvent pas permuter l'endoscope entre des orifices comme cela se fait ordinairement en laparoscopie classique. De plus, les dimensions et le poids de l'endoscope créent des difficultés pour démonter et manœuvrer à la main l'endoscope, surtout pour observer des zones difficiles à atteindre ou masquées. Cette perte de souplesse signifie que malgré l'excellence des systèmes robotisés de chirurgie peu invasive en ce qui concerne les actes de chirurgie reconstructive délicate dans des zones difficiles d'accès telles que le cœur et le bassin, ils deviennent moins applicables pour des interventions impliquant un accès à de grandes zones anatomiques (par exemple, les multiples quadrants de l'abdomen) et/ou un accès depuis différentes directions.

En outre, les endoscopes robotisés actuels sont rigides, orientés soit droit devant (c'est-à-dire suivant un angle de zéro (0) degré) soit suivant un angle de trente (30) degrés par rapport au grand axe de l'endoscope, ce qui permet au chirurgien de regarder plus facilement vers le bas ou vers le haut. Par conséquent, pendant de nombreuses interventions chirurgicales, le chirurgien peut effectuer de nombreuses fois une permutation entre un endoscope à vision droit devant et un endoscope à trente degrés pour obtenir différentes perspectives à l'intérieur du site de l'opération. Cette permutation de l'endoscope accroît la durée de l'acte chirurgical, la complexité de l'intervention et de la logistique et peut même poser des problèmes de sûreté. Cependant, même avec une permutation d'endoscope, le chirurgien reste limité à seulement quelques perspectives visuelles et, par conséquent, a une plus petite zone de visibilité. De plus, le chirurgien risque encore d'être empêché d'obtenir une vue souhaitée des tissus corporels qui sont cachés autour d'obstacles (par exemple, pendant des actes gynécologiques) ou entre des tissus qui nécessitent une tunnellisation (par exemple, pendant un diagnostic et un traitement endoluminal ou de fibrillation auriculaire).

Il existe donc un besoin de système d'endoscope pour chirurgie robotisée et de procédé permettant de simplifier l'architecture des futurs robots chirurgicaux, assurant une mise en place plus souple dans les orifices, donnant un plus grand champ de visibilité, présentant de multiples perspectives visuelles sans problèmes

supplémentaires de complexité d'intervention et de logistique ou de sûreté, et offrant la vision la plus souhaitable des tissus corporels cachés.

Ainsi, la présente invention propose un système et un procédé pour endoscope chirurgical robotisé articulé et permutable, qui permet de simplifier l'architecture des futurs robots chirurgicaux, assure une mise en place plus souple dans les orifices, donne un plus grand champ de visibilité, permet de multiples perspectives visuelles sans créer des problèmes de complexité d'intervention et de logistique ou de sûreté et offre la vision la plus souhaitable de tissus corporels cachés.

La présente invention répond au besoin ci-dessus grâce à un endoscope chirurgical articulé peu invasif accouplé avec un système chirurgical robotisé ayant une pluralité de bras, l'endoscope comprenant :

- une tige allongée ayant une extrémité de travail, une extrémité proximale, et un axe de tige entre l'extrémité de travail et l'extrémité proximale ;

- un poignet souple ayant une extrémité distale et une extrémité proximale, l'extrémité proximale du poignet étant reliée à l'extrémité de travail de la tige allongée ;

- un objectif de caméra endoscopique installé à l'extrémité distale du poignet, l'objectif de caméra prenant une image d'un objet ; et

- une pluralité de liaisons d'actionnement reliant le poignet à l'extrémité proximale de la tige allongée de façon que les liaisons soient actionnables pour doter le poignet d'au moins un degré de liberté ;

- dans lequel un référentiel utilisé pour commander le mouvement dudit degré de liberté est attaché au poignet souple pour le mouvement du poignet correspondant audit degré de liberté.

Ledit degré de liberté peut comprendre un mouvement de tangage et un mouvement de lacet du poignet.

Un référentiel utilisé pour commander d'autres degrés de liberté correspondant à l'endoscope peut être attaché à l'objet.

Une image de l'objet prise par l'endoscope en liaison avec le degré de liberté peut reposer sur le référentiel tournant autour d'un point de rotation situé à proximité du poignet souple.

L'image de l'objet peut être une vue orbitale.

L'endoscope peut être accouplé de manière amovible avec l'un quelconque de la pluralité de bras et peut être conçu pour être permuté entre la pluralité de bras

de façon qu'un seul type de bras standard soit utilisé pour le système chirurgical robotisé.

Le degré de liberté peut être commandé par la position ou la vitesse.

5 L'invention propose également un endoscope chirurgical articulé peu invasif accouplé avec un système chirurgical robotisé ayant une pluralité de bras, l'endoscope comprenant :

une tige allongée ayant une extrémité de travail, une extrémité proximale et un axe de tige entre l'extrémité de travail et l'extrémité proximale ;

10 un poignet souple ayant une extrémité distale et une extrémité proximale, l'extrémité proximale du poignet étant reliée à l'extrémité de travail de la tige allongée ;

un objectif de caméra endoscopique installé à l'extrémité distale du poignet, l'objectif de caméra prenant une image d'un objet ; et

15 une pluralité de liaisons d'actionnement reliant le poignet à l'extrémité proximale de la tige allongée de façon que les liaisons soient actionnables pour doter le poignet d'au moins un degré de liberté ;

dans lequel une image de l'objet prise par l'endoscope en liaison avec le degré de liberté repose sur un référentiel tournant autour d'un point de rotation située à proximité du poignet souple.

20 L'image de l'objet peut être une vue orbitale.

Le référentiel utilisé pour commander le mouvement du degré de liberté peut être attaché au poignet souple pour un mouvement du poignet associé au degré de liberté.

25 Le degré de liberté peut comprendre un mouvement de tangage et un mouvement de lacet du poignet.

Un référentiel utilisé pour commander d'autres degrés de liberté concernant l'endoscope peut être attaché à l'objet.

30 L'endoscope peut être accouplé de manière amovible avec l'un quelconque de la pluralité de bras et peut être conçu pour être permuté entre la pluralité de bras de telle sorte qu'un seul type de bras standard est employé pour le système chirurgical robotisé.

Le degré de liberté peut être commandé par la position ou la vitesse.

35 Par ailleurs, l'invention a pour objet une procédé pour donner plus d'intuitivité à un utilisateur pour un endoscope chirurgical articulé peu invasif comprenant un poignet souple avec au moins un degré de liberté, comprenant une

étape consistant à attacher un référentiel utilisé pour commander le mouvement du degré de liberté au poignet souple pour un mouvement du poignet associé au degré de liberté.

5 Le degré de liberté peut comprendre un mouvement de tangage et un mouvement de lacet du poignet.

Un référentiel utilisé pour commander d'autres degrés de liberté associés à l'endoscope peut être attaché à l'objet.

10 L'invention propose, en outre, un procédé pour atténuer le mouvement d'une extrémité proximale d'un endoscope chirurgical articulé ayant à une extrémité distale un poignet souple avec au moins un degré de liberté lors de la prise d'une image d'un objet en liaison avec le degré de liberté, comprenant :

une étape consistant à prendre l'image de l'objet en liaison avec le degré de liberté d'après un référentiel tournant autour d'un point de rotation situé à proximité du poignet souple.

15 L'image de l'objet peut être une vue orbitale.

L'invention propose un système robotisé maître-esclave, comprenant :

un dispositif de commande maître, comprenant :

une plate-forme ;

20 au moins un dispositif d'entrée maître pouvant tourner autour de trois axes par rapport à la plate-forme et pouvant se déplacer en translation sur trois axes par rapport à la plate-forme ;

une liaison supportant le dispositif d'entrée par rapport à la plate-forme ;

25 un système de capteurs couplé avec la liaison pour mesurer un mouvement autour d'une pluralité d'emplacements sur la liaison ;

un système d'entraînement engageant de manière motrice l'articulation menée ; et

30 un processeur couplant le système de capteurs au système d'entraînement de façon que le système d'entraînement actionne la liaison tandis que le dispositif d'entrée maître est remis en position ; et

au moins une liaison esclave couplée au système maître, la liaison esclave s'articulant avec six degrés de liberté en réponse à la remise en position du dispositif d'entrée maître, la liaison esclave comportant un endoscope chirurgical articulé peu invasif, l'endoscope comprenant :

une tige allongée ayant une extrémité de travail, une extrémité proximale et un axe de tige entre l'extrémité de travail et l'extrémité proximale ;

un poignet souple ayant une extrémité distale et une extrémité proximale, l'extrémité proximale du poignet étant reliée à l'extrémité de travail de la tige allongée ;

un objectif de caméra endoscopique installé à l'extrémité distale du poignet, l'objectif de caméra prenant une image d'un objet ; et

une pluralité de liaisons d'actionnement reliant le poignet à l'extrémité proximale de la tige allongée de façon que les liaisons soient actionnables pour doter le poignet d'au moins un degré de liberté ;

dans lequel un référentiel utilisé pour commander le mouvement du degré de liberté est attaché au poignet souple pour un mouvement du poignet correspondant au degré de liberté.

Le degré de liberté peut comprendre un mouvement de tangage et un mouvement de lacet du poignet.

Un référentiel utilisé pour commander d'autres degrés de libertés associés à l'endoscope peut être attaché à l'objet.

Une image de l'objet prise par l'endoscope en liaison avec le degré de liberté peut reposer sur le référentiel tournant autour d'un point de rotation situé à proximité du poignet souple.

L'image de l'objet peut être une vue orbitale.

L'endoscope peut être accouplé de manière amovible avec l'un quelconque de la pluralité de bras et peut être conçu pour être permuté entre la pluralité de bras, de telle sorte qu'on utilise un seul type de bras standard pour le système de chirurgie robotisé.

Le dispositif d'entrée maître peut en outre servir à commander des fonctions de l'objectif de caméra endoscopique dont la distance focale ou l'ouverture.

Une compensation d'alignement du maître peut s'effectuer de manière continue et pas à pas en ajustant la transformation du maître pour s'adapter à la transformation de l'esclave pendant un mouvement de l'objectif de caméra endoscopique afin de maintenir l'intuitivité maître-esclave.

Le degré de liberté peut être commandé par la position ou la vitesse.

Les caractéristiques et avantages de l'invention seront mieux compris à la lecture de la description détaillée de modes de réalisation illustrés par les dessins annexés, sur lesquels :

5 la figure 1 est une vue en perspective d'un outil chirurgical selon une forme de réalisation de l'invention ;

la figure 2 est une vue en coupe transversale d'un poignet selon une forme de réalisation de la présente invention ;

la figure 3 est une vue en coupe transversale du poignet de la figure 2 suivant l'axe III-III ;

10 la figure 4 est une vue en perspective d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

les figures 4A et 4B sont, respectivement, une vue en plan et une vue en élévation d'une partie distale d'un exemple de poignet similaire à celui de la figure 4, représentant des détails de l'agencement de câbles ;

15 la figure 5 est une vue en perspective d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 6 est une vue en plan d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

20 la figure 7 est une vue en coupe transversale d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 8 est une vue en plan d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 9 est une vue en élévation du poignet de la figure 8 avec une tige d'outil et une plaque de suspension à Cardan ;

25 la figure 10 est une vue en plan d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 11 est une vue en élévation du poignet de la figure 10 ;

la figure 12 est une vue en élévation d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

30 la figure 13 est une vue en plan d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 14 est une vue en coupe transversale d'une partie d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

35 la figure 15 est une vue partielle en coupe du poignet de la figure 14 en flexion ;

la figure 16 est une vue en perspective d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 17 est une vue en plan du poignet de la figure 16 ;

la figure 18 est une vue en coupe transversale d'une partie d'un poignet selon
5 une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 19 est une vue en perspective d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 20 est une vue en plan d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

10 la figure 21 est une vue en perspective d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 22 est une vue en coupe transversale d'une partie d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

15 les figures 23 et 24 sont des vues en plan des disques dans le poignet de la figure 22 ;

la figure 25 est une vue en perspective d'une pièce extérieure pour le poignet de la figure 22 ;

la figure 26 est une vue en coupe transversale de la pièce extérieure de la figure 25 ;

20 la figure 27 est une vue en perspective d'un poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 28 est une vue en coupe transversale d'un couvre-poignet selon une forme de réalisation de l'invention ;

25 la figure 29 est une vue en coupe transversale d'un couvre-poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 30 est une vue en perspective d'une partie d'un couvre-poignet selon une autre forme de réalisation de l'invention ;

la figure 31 illustre une forme de réalisation d'un endoscope articulé utilisé en chirurgie robotisée peu invasif selon la présente invention ;

30 la figure 32 représente un cathéter monté de manière libérable sur un endoscope par une série de colliers détachables ;

la figure 33 représente un guide-cathéter monté de manière libérable sur un endoscope par une série de colliers détachables ;

35 la figure 34 est un schéma de principe illustrant une forme de réalisation des connexions vidéo selon la présente invention ;

la figure 35 illustre une forme de réalisation d'un endoscope articulé utilisé en chirurgie robotisée peu invasif selon la présente invention ;

la figure 36 est un exemple simplifié d'illustration de présentation intuitive par rapport à une présentation non intuitive concernant différents cadres de référence
5 pour un endoscope robotisé peu invasif ;

la figure 37 illustre les différents points de rotation potentiels pour un endoscope selon la présente invention ; et

la figure 38 représente les deux dispositifs d'entrée maîtres combinés de manière virtuelle pour fonctionner d'une façon similaire à un guidon de bicyclette.

10

Au sens de la présente description, l'expression "organe terminal effecteur" désigne une pièce distale de travail réelle qui est manipulable à l'aide du poignet pour une fonction médicale, par exemple pour réaliser un traitement prédéterminé de tissus visés. Par exemple, certains organes terminaux effecteurs ont un seul élément
15 de travail tel qu'un scalpel, une lame ou une électrode. D'autres organes terminaux effecteurs ont une paire ou plus de deux éléments de travail tels que des pinces hémostatiques, des pinces préhensives, des ciseaux ou des applicateurs d'agrafes, par exemple. Dans certaines formes de réalisation, les disques ou vertèbres sont configurés de manière à avoir des ouvertures qui définissent collectivement une
20 lumière ou un espace longitudinal le long du poignet en créant un conduit pour l'un quelconque d'un certain nombre d'éléments ou instruments possibles associés au fonctionnement d'un organe terminal effecteur. On peut citer comme exemples des conducteurs pour organes terminaux effecteurs à fonctionnement électrique (par exemple des électrodes électrochirurgicales ; des transducteurs, capteurs et autres) ;
25 des conduits pour fluides, gaz ou solides (par exemple, pour une aspiration, une insufflation, une irrigation, des fluides de traitement, l'introduction d'accessoires, l'extraction à l'occasion d'une biopsie, etc.) ; des éléments mécaniques pour actionner des éléments d'organes terminaux effecteurs (par exemple, des câbles, des éléments souples ou des éléments articulés pour faire fonctionner des pinces préhensives, des
30 pinces hémostatiques, des ciseaux) ; des guides d'ondes ; des éléments de conduction du son ; des éléments de fibre optique ; et autres. Un tel conduit longitudinal peut être pourvu d'un revêtement, d'un isolant ou d'un élément de guidage tel qu'un tuyau en polymère élastique ; un tuyau à fils à enroulement hélicoïdal ou autres.

Au sens de la présente description, les termes et expressions "instrument
35 chirurgical", "instrument", "outil chirurgical" ou "outil" désignent un élément ayant

une extrémité de travail qui porte un ou plusieurs organes terminaux effecteurs destinés à être introduits dans un site chirurgical dans une cavité d'un patient, et qui est actionnable de l'extérieur de la cavité pour manipuler le/les organes terminaux effecteurs pour réaliser un traitement ou une fonction médicale voulu concernant des
5 tissus visés dans le site chirurgical. L'instrument ou outil comprend ordinairement une tige portant le/les organes terminaux effecteurs à une extrémité distale, et est de préférence actionné par un servomécanisme à l'aide d'un système de téléchirurgie pour exécuter des fonctions telles que la tenue ou la poussée d'une aiguille, la
préhension d'un vaisseau sanguin et le découpage de tissus.

10 Les diverses formes de réalisation du poignet souple décrit ici sont destinées à être relativement peu coûteuses à fabriquer et à pouvoir servir pour la cautérisation, bien qu'elles ne soient pas limitées à une utilisation pour la cautérisation. Pour des applications en MIS, le diamètre de la partie insérable de l'outil est petit, ordinairement d'environ 12 mm ou moins, et de préférence d'environ 5 mm ou moins,
15 afin de permettre de petites incisions. Il doit être entendu que bien que les exemples décrits en détail illustrent cet ordre de grandeur, les formes de réalisation peuvent être adaptées à d'autres échelles pour couvrir des instruments plus grands ou plus petits.

Certaines des formes de réalisation de poignets emploient une série de
20 disques ou éléments similaires qui se déplacent à la manière d'un serpent lorsqu'elles fléchissent en tangage et en lacet (par exemple, figures 14 et 22). Les disques sont des disques annulaires et peuvent avoir des diamètres intérieur et extérieur de cercles. Ordinairement ces poignets comportent chacun une série de disques, par exemple de l'ordre de treize disques, qui peuvent être des disques en acier inoxydable gravés
25 d'une épaisseur d'environ 0,12 à 0,76 mm (0,005 pouce à environ 0,030 pouce). Des disques plus minces peuvent être utilisés au milieu, tandis que des disques plus épais sont souhaitables pour les régions d'extrémités de manière à présenter une plus grande résistance mécanique pour absorber les efforts des câbles tels que ceux qui sont appliqués au niveau des courbures en U des câbles autour du disque d'extrémité.
30 Le disque d'extrémité peut comporter un chambrage (par exemple d'une profondeur d'environ 0,38 mm (0,015 pouce)) dans lequel se loge le ressort central pour transformer la charge exercée par les câbles en compression du ressort central. Les disques peuvent être vissés sur un ressort intérieur qui sert de lumière pour tirer les câbles pour un organe terminal effecteur tel qu'un organe de préhension, un montage
35 de cautère ou une fixation destinée à retenir un embout. Le ressort intérieur présente

également une rigidité axiale, si bien que les forces exercées par l'organe de préhension ou la fixation ne déforment pas le poignet. Dans certaines formes de réalisation, les disques comportent une paire de pattes ou languettes internes disposées de manière opposées, qui sont immobilisées par le ressort intérieur. Le
 5 ressort intérieur est à une hauteur solide (les fils des spires hélicoïdales successives sont au contact les uns des autres lorsque le ressort n'est pas en flexion), sauf aux endroits où les languettes des disques sont insérées pour créer des espaces dans le ressort. Les disques alternent dans la direction des languettes pour permettre une rotation en alternance en tangage et en lacet. Un ressort intérieur typique est en fils
 10 de 0,25 mm (0,01 pouce) de diamètre, et les disques adjacents sont espacés les uns des autres par quatre spires de ressort. Si le ressort est constitué d'un fil plat à enroulement chant sur chant, une grande force axiale peut être appliquée par les câbles sans amener les spires voisines à sauter les unes par-dessus les autres.

Dans certaines formes de réalisation, chaque disque a douze trous
 15 équidistants destinés à recevoir des câbles d'actionnement. Trois câbles suffisent pour orienter le poignet dans n'importe quelle direction voulue, les tensions exercées sur les différents câbles étant coordonnées pour produire le mouvement de flexion voulu. En raison du petit diamètre du poignet et des moments exercés sur le poignet par les efforts chirurgicaux, les contraintes dans les trois câbles seront très grandes. On
 20 utilise ordinairement plus de trois câbles afin de réduire les contraintes dans chaque câble (y compris des câbles supplémentaires qui sont redondants à des fins de commande). Dans quelques exemples illustrés plus loin, on utilise douze câbles ou plus (se reporter à la présentation de la figure 4 ci-après). Pour entraîner les câbles, une plaque de suspension à Cardan ou une plaque basculante peut être employée. La
 25 plaque à suspension à Cardan utilise deux grandeurs d'entrée standard pour manipuler les cadres afin d'orienter le poignet suivant n'importe quel angle voulu par rapport aux axes de tangage et de lacet.

Certains poignets sont réalisés à l'aide d'un élément tubulaire suffisamment flexible pour fléchir en tangage et en lacet (par exemple, figures 2 et 4). Un ressort
 30 interne peut être présent. L'élément tubulaire peut comporter des découpes servant à réduire la rigidité de la structure pour faciliter la flexion (par exemple, figures 5 et 19). Une manière de réaliser le poignet consiste à insérer des mandrins pour fils et hypotubes dans le trou central et les trous des fils d'actionnement. Un moule peut être réalisé, et l'ensemble peut être surmoulé avec du caoutchouc silicone en deux parties
 35 séparées par du platine, subissant une cuisson dans un four (par exemple à environ

165°C). Les mandrins sont retirés après le moulage pour créer des conduits destinés à former la lumière centrale et des lumières périphériques pour les câbles de traction. De la sorte, le poignet ne comporte aucune partie métallique découverte. Le caoutchouc peut supporter un passage en autoclave et peut résister à un allongement pendant les flexions du poignet, qui représentent ordinairement une déformation de 30%.

Dans des formes de réalisation spécifiques, l'élément tubulaire comprend plusieurs éléments coulissants axiaux ayant chacun une lumière destinée à recevoir un câble d'actionnement (par exemple, figure 8). L'élément tubulaire peut être constitué par plusieurs ressorts axiaux ayant des spires qui chevauchent les spires de ressorts adjacents afin de créer des lumières destinées à recevoir les câbles d'actionnement (par exemple, figure 10). L'élément tubulaire peut être constitué par un empilement d'éléments de ressort ondulé (par exemple, figure 12). Les lumières de l'élément tubulaire peuvent être constituées par l'intérieur de ressorts axiaux (par exemple, figure 16). L'extérieur de l'élément tubulaire peut être tressé pour assurer une rigidité en torsion (par exemple, figure 27).

A. Poignet ayant des fils supportés par un enveloppement de fils

La figure 1 représente un poignet 10 monté entre un organe terminal effecteur distal 12 et une tige ou tube principal proximal 14 d'outil pour un outil chirurgical. L'organe terminal effecteur 12 comporte des organes préhenseurs 16 montés sur une chape distale 18, comme représenté le plus clairement sur la figure 2. La chape distale 18 comporte des fentes latérales d'accès 20 qui contiennent des sertissures distales 22 d'une pluralité de fils ou câbles 24 reliés de manière proximale à des hypotubes 26, qui s'étendent à travers une plate-forme ou un guide 30 et à travers l'intérieur de la tige 14 d'outil. Le guide 30 oriente les hypotubes 26 et l'ensemble de fils et est fixé à la tige 14 de l'instrument. Le guide 30 provoque également le mouvement de roulis du poignet 10 lorsque la tige 14 d'outil est actionnée en roulis. Les fentes latérales d'accès 20 permettent aux sertissures 22 d'être commodément mises en place par compression. Evidemment, d'autres manières de fixer les fils 24 à la chape distale 18, par exemple le soudage laser, peuvent être employées dans d'autres formes de réalisation.

Les figures 2 et 3 représentent quatre fils 24, mais un nombre de fils différent peut être employé dans une autre forme de réalisation. Les fils 24 peuvent être en Nitinol ou d'autres matières adéquates. Les fils 24 créent l'articulation du poignet 10 et sont fixés à demeure entre la chape distale 18 et les hypotubes 26. Un

enroulement 34 de fils est enroulé autour des fils 24 à la manière d'un ressort hélicoïdal et s'étend entre la chape distale et les hypotubes. Le tube thermorétrécissable 36 couvre l'enveloppement 34 de fils et des parties de la chape distale 18 et du guide 30. L'enveloppement 34 de fils et le tube thermorétrécissable 36 maintiennent les fils 24 à des distances fixes les uns des autres lorsque les hypotubes 26 sont poussés et tirés pour provoquer un mouvement du poignet 10 en tangage et en lacet. Ils assurent également une rigidité en torsion et générale au poignet 10 pour lui permettre de se déplacer en roulis avec la tige 14 d'outil et de résister à des forces extérieures. L'enveloppement de fils et le tube thermorétrécissable peuvent être dotés de configurations différentes dans d'autres formes de réalisation (une forme de réalisation préférée est représentée sur la figure 27 et est décrite dans le chapitre J ci-après). Par exemple, il peut être transformé en élément extrudé à cinq lumières, les fils 24 constituant une partie interne. L'enveloppement de fils ou une structure équivalente a pour fonction de maintenir les fils 24 à une distance constante de l'axe géométrique central lorsque le poignet 10 se déplace en roulis, en tangage et/ou en lacet. Le tube thermorétrécissable peut également assurer une isolation électrique.

B. Poignet ayant un tube souple amené à fléchir par des câbles d'actionnement

La figure 4 représente un poignet 40 qui comprend un tube 42 ayant des trous ou lumières 43 répartis sur tout son pourtour pour recevoir des câbles ou fils d'actionnement 44, qui peuvent être en Nitinol. Le tube 42 est souple pour permettre une flexion en tangage et en lacet par une traction des câbles 44. De préférence, le poignet 40 comporte un disque de terminaison distale rigide 41 (comme représenté dans une autre forme de réalisation possible sur la figure 4B) ou un autre moyen de renforcement sensiblement plus rigide que le tube souple 42 pour répartir de façon homogène les efforts exercés par les câbles sur le tube souple 42. Le centre creux du tube 42 forme un espace pour des câbles terminaux effecteurs tels que des câbles de préhension. Il y a normalement au moins quatre lumières. Un ressort intérieur 47 peut être prévu.

La figure 4 représente, pour la forme de réalisation spécifique, douze lumières destinées à recevoir six câbles 44 faisant une courbure en U 45 à l'extrémité distale du tube 42. Le grand nombre de câbles utilisés permet au tube 42 d'avoir une plus grande rigidité pour la même force de traction des câbles afin d'obtenir la même flexion en tangage et en lacet. Par exemple, l'utilisation de douze câbles au lieu de

quatre câbles signifie que le tube 42 peut être trois fois plus rigide pour la même force de traction de câble. Selon une autre possibilité, si la rigidité du tube 42 reste la même, l'utilisation de douze câbles au lieu de quatre câbles réduira d'un facteur trois la force de traction nécessaire des câbles. On notera que bien que les propriétés de la matière et les niveaux de contrainte des câbles puissent permettre aux courbures en U 5 45 de porter directement sur l'extrémité du tube 42, une plaque de terminaison distale renforcée 41 peut être présente pour répartir d'une façon plus régulière les efforts des câbles sur le tube 42. Les extrémités proximales des câbles 44 peuvent être reliées à un mécanisme d'actionnement, tel qu'un ensemble comprenant une plaque de suspension à Cardan 46 qui est décrite dans la demande de brevet des E.U.A. n° 10 10/187 248, déposée le 27 juin 2002. Ce mécanisme facilite l'actionnement d'une pluralité déterminée de câbles d'une manière coordonnée pour commander un élément pouvant être fléchi ou dirigé, notamment en commandant l'angle et la direction de flexion du poignet souple. L'exemple d'un mécanisme d'actionnement selon la demande n° 10/187 248 peut être adapté pour actionner un grand nombre de 15 câbles périphériques d'une manière proportionnée afin de réaliser une direction coordonnée d'un élément souple sans nécessiter un nombre relativement grand d'actionneurs linéaires. Selon une autre possibilité, un mécanisme d'actionnement linéaire à commande séparée peut être utilisé pour tendre chaque câble ou des paires de câbles passant sur une poulie et actionnés à l'aide d'un actionneur rotatif, le 20 braquage étant commandé en coordonnant les actionneurs linéaires.

Le tube 42 peut ordinairement être en matière plastique ou en élastomère à module d'élasticité suffisamment bas pour permettre une flexion adéquate en tangage et en lacet et peut être fabriqué par extrusion pour comporter les différentes lumières, 25 par exemple douze lumières. Il est souhaitable que le tube ait une grande rigidité en flexion afin de limiter les flexions indésirables telles que des flexions en S, mais cela accroît les efforts nécessaires des câbles pour une flexion souhaitable en tangage et en lacet. Comme évoqué plus loin, on peut utiliser un nombre de câbles plus grand que nécessaire pour manipuler le poignet en tangage et en lacet (à savoir plus de trois 30 câbles) dans le but d'amener les câbles à exercer des efforts suffisamment grands pour surpasser la grande rigidité en flexion du tube.

Les figures 4A et 4B illustrent schématiquement un exemple de deux agencements de câbles différents dans une forme de réalisation de poignet semblable à celle représentée sur la figure 4. On notera que pour une section transversale totale 35 constante des câbles, incluant des câbles par paire et incluant un plus grand nombre

de câbles proportionnellement plus petits permettant dans les deux cas aux câbles de se terminer avec un plus grand décalage latéral par rapport à l'axe géométrique central du poignet. Les figures 4A et 4B représentent respectivement une vue en plan et une vue en élévation d'une forme de réalisation d'un poignet, divisées par une ligne
 5 de division telle que le côté droit de chaque figure représente un exemple 1 de poignet et que le côté gauche de chaque figure représente un exemple 2 de poignet. Dans chaque exemple, le tube 42 a le même rayon extérieur R et le même rayon intérieur r définissant la lumière centrale.

Dans l'exemple 1, le nombre de câbles 44 dans le poignet 40.1 est égal à
 10 quatre ($n1 = 4$), chaque câble se terminant individuellement par un ancrage distal 44.5, installé dans un chambrage créé dans la plaque de terminaison distale 41, chaque câble passant dans une lumière latérale respective 43 pour câble dans la plaque de terminaison distale 41 et le tube souple 42. L'ancrage 44.5 peut être un bourrelet embouti ou autre ancrage de câble classique.

15 Dans l'exemple 2, le nombre de câbles 44' dans le poignet 40.2 est de seize ($n2 = 16$), les câbles étant disposés en huit paires de parties 44' à espacement symétrique, chaque paire se terminant par une boucle d'extrémité distale 45 formant une "courbure en U", portant sur la plaque de terminaison distale 41' entre des lumières adjacentes 43' pour câbles. Les bords de la plaque de terminaison distale 41'
 20 au niveau de l'ouverture des lumières 43' peuvent être arrondis afin de réduire la concentration des contraintes, et la boucle 45 peut être partiellement ou entièrement encastrée dans la plaque de terminaison distale 41. Les diamètres des seize câbles 44' représentent la moitié des diamètres des quatre câbles 44, si bien que la section transversale totale des câbles est la même dans chaque exemple.

25 Si on compare les exemples 1 et 2, l'emploi de la boucle d'extrémité 45 supprime le volume distal réservé à un ancrage 44.5 de câble et tend à permettre à la lumière 43' pour câble d'être plus proche du rayon R du tube 42 que la lumière 43 de câble. De plus, le diamètre plus petit de chaque câble 44' rapproche l'axe géométrique central du câble du bord extérieur de la lumière 43' pour câble. Ces deux
 30 caractéristiques permettent aux câbles de l'exemple 2 d'agir autour d'un bras de levier L2 plus grand, par rapport au centre du tube 42, que le bras de levier correspondant L1 de l'exemple 1. Ce bras de levier plus grand L2 permet de réduire les contraintes des câbles pour le même moment de flexion globale sur le tube 42 (en permettant une plus grande durée de vie des câbles ou un plus large choix de matières éventuelles de
 35 câbles), ou également un plus grand moment de flexion pour les mêmes contraintes

de câbles (permettant une plus grande rigidité de positionnement du poignet). De plus, des câbles d'un diamètre plus petit peuvent être plus souples que des câbles relativement plus épais. Ainsi, une forme préférée de réalisation du poignet 40 comprend plus de trois câbles, de préférence au moins 6 (par exemple, trois paires de câbles enroulés en boucle) et de préférence encore douze ou plus.

On notera que le point d'ancrage ou de terminaison représenté au niveau de la plaque de terminaison distale 41 constitue un exemple et que les câbles peuvent se terminer (par un ancrage ou une boucle) de manière à porter directement sur la matière du tube 42 si les propriétés de la matière choisie conviennent pour les contraintes appliquées. Selon une autre possibilité, les câbles peuvent s'étendre de manière distale au-delà du tube 42 et/ou de la plaque de terminaison distale 41 pour se terminer par un raccordement à un organe terminal effecteur plus distal (non représenté), la tension des câbles étant suffisamment maîtrisée pour maintenir l'organe terminal effecteur solidement assemblé avec le poignet 40 dans les limites de la plage de mouvements du poignet en fonctionnement.

Une manière de réduire la rigidité du tube par la structure consiste à ménager des découpes, comme représenté sur la figure 5. Le tube 50 comprend une pluralité de découpes 52 sur deux côtés et en alternance dans deux directions orthogonales afin de faciliter la flexion respectivement en tangage et en lacet. Une pluralité de lumières 54 sont réparties sur le pourtour pour recevoir des câbles d'actionnement.

Dans une autre forme de réalisation illustrée sur la figure 6, le tube 60 se présente sous la forme d'un enveloppement extérieur autour d'un ressort intérieur 62 réalisé en matière plus rigide que celle du tube 60. Le tube 60 comporte des encoches intérieures 64 destinées à recevoir des câbles d'actionnement. Le fait d'avoir un tube souple formé séparément peut simplifier l'assemblage. Un tel tube est plus facile à extruder, ou à former d'une autre manière, qu'un tube ayant des trous pour y faire passer des câbles. Le tube se prête également à l'utilisation de câbles d'actionnement à structures de terminaison ou ancrages préformés, puisque les câbles peuvent être mis en place depuis la lumière centrale, après quoi le ressort intérieur est inséré à l'intérieur des câbles pour conserver l'espacement des câbles et pour les retenir. Dans certains cas, le tube 60 peut être un élément à usage unique, stérile mais ne pouvant pas forcément supporter un passage en autoclave.

La figure 7 représente un tube 70 ayant des découpes 72 qui peuvent être similaires aux découpes 52 du tube 50 de la figure 5. Le tube 70 peut être en matière

plastique ou en métal. Une enveloppe extérieure 74 est placée autour du tube 50. L'enveloppe extérieure 74 peut être une enveloppe en Kapton ou analogue et est ordinairement une matière à module d'élasticité élevé avec des rides qui se logent dans les découpes 72.

5 C. Poignet ayant des éléments coulissants axiaux à languettes et gorges

Les figures 8 et 9 représentent un poignet 80 ayant une pluralité d'éléments souples 82, coulissant de manière axiale, qui sont reliés et imbriqués les uns dans les autres par une connexion axiale 84 à languettes et gorges afin de former un poignet tubulaire 80. Chaque élément coulissant 82 constitue un segment longitudinal du tube 80. La connexion axiale 84 permet aux éléments coulissants 82 de coulisser axialement les uns par rapport aux autres tout en conservant la position latérale de chaque élément par rapport à l'axe central longitudinal du poignet. Chaque élément coulissant 82 comporte un trou ou une lumière 86 destiné à recevoir un câble d'actionnement, qui se termine au voisinage immédiat de l'extrémité distale du poignet 80. La figure 9 illustre la flexion du poignet 80 sous l'effet d'efforts de traction des câbles 90, facilités par le mouvement de coulissement des éléments coulissants 82. Les câbles 90 passent dans la tige 92 de l'outil et sont raccordés, en position proximale, à un mécanisme d'actionnement tel qu'une plaque de suspension à Cardan 94 servant à les actionner. Les éléments coulissants 82 fléchissent dans des mesures différentes en raison de la différence de rayon de courbure entre les éléments coulissants 82 pendant la flexion du poignet 80. Selon une autre possibilité, une forme de réalisation d'un poignet ayant des éléments à coulissement axial peut comporter des câbles et des éléments coulissants intégrés, par exemple les éléments coulissants étant formés d'une seule pièce autour des câbles (par exemple par extrusion) sous la forme d'éléments coulissants intégrés, ou bien un mécanisme d'actionnement étant accouplé avec les extrémités proximales des éléments coulissants, les éléments coulissants transmettant directement des efforts à l'extrémité distale du poignet.

La figure 13 représente un poignet 130 ayant plusieurs éléments axiaux 132 normalement en matière plastique souple. Les éléments axiaux 132 peuvent être coextrudés par-dessus les câbles 134, si bien que les câbles peuvent être métalliques et pourtant isolés. Les éléments axiaux 132 peuvent être reliés les uns aux autres par une connexion axiale 136 à languettes et gorges pour former un poignet tubulaire 130. Les éléments axiaux 132 peuvent avoir la possibilité de coulisser les uns par rapport aux autres pendant la flexion du poignet 130 en tangage et en lacet. Le

poignet 130 est semblable au poignet 80 de la figure 8, mais il a une configuration légèrement différente et les pièces ont des formes différentes.

D. Poignet ayant des ressorts axiaux à chevauchement

Les figures 10 et 11 représentent un poignet 100 constitué par plusieurs
 5 ressorts axiaux 102 disposés autour d'une circonférence pour former un poignet tubulaire 100. Les ressorts 102 sont des ressorts hélicoïdaux enroulés dans le même sens ou, plus vraisemblablement, dans des sens opposés. Un câble 104 s'étend à travers la zone de chevauchement de chaque paire de ressorts adjacents 102, comme on le voit plus clairement sur la figure 11. En raison du chevauchement, la hauteur
 10 solide du poignet 100 doit être deux fois la hauteur solide d'un ressort individuel 102 si le poignet est entièrement comprimé sous l'effet de la tension des câbles. Les ressorts 102 sont normalement précontraints en compression de façon que les câbles ne se détendent pas et afin d'améliorer la stabilité du poignet.

Selon une première possibilité, les ressorts sont sollicités jusqu'à acquérir
 15 une hauteur solide en compression complète par mise en pré-tension des câbles lorsque le poignet est dans un état neutre ou non fléchi. Une diminution maîtrisée, coordonnée de la tension des câbles ou du relâchement des câbles sur un côté du poignet permet à un côté de se déployer de façon que les ressorts situés sur un côté du poignet 100 se déploient pour former le rayon extérieur du poignet fléchi 100. Le
 20 poignet retrouve la configuration rectiligne au moment où est réappliquée la forme extérieure de traction des câbles.

Selon une autre possibilité, les ressorts sont sollicités pour prendre un état partiellement comprimé par mise en pré-tension des câbles lorsque le poignet est dans un état neutre ou non fléchi. Un accroissement maîtrisé, coordonné de la tension
 25 des câbles ou de la traction des câbles sur un côté d'un poignet permet à ce côté de se contracter de façon que les ressorts situés sur un côté du poignet 100 se raccourcissent jusqu'à former le rayon intérieur du poignet fléchi 100. Eventuellement, cela peut se combiner avec un relâchement de tension sur le rayon extérieur, comme dans la première solution possible ci-dessus. Le poignet reprend sa
 30 configuration rectiligne lorsque est rétablie la force de traction d'origine des câbles.

E. Poignet ayant des éléments de ressort ondulé

La figure 12 représente un poignet sous la forme d'un ressort ondulé 120 comportant une pluralité de segments ou éléments 122 de ressort ondulé qui sont empilés ou enroulés pour former un poignet tubulaire 120 à ressort ondulé. Dans une
 35 forme de réalisation, le ressort ondulé est formé et enroulé à partir d'un morceau

continu de fils plats, d'une façon quasi hélicoïdale, la forme ondulée étant modifiée à chaque cycle de façon que les points hauts d'un premier cycle touchent les points bas du cycle suivant. De tels ressorts sont commercialisés, par exemple, par Smalley Spring Company. Des trous sont formés dans le poignet 120 à ressort ondulé pour
5 recevoir des câbles d'actionnement. Selon une autre possibilité, plusieurs segments de ressort ondulé en forme de disques séparés peuvent être enfilés à la façon de perles sur les câbles d'actionnement (retenus par les câbles ou fixés les uns aux autres).

Les segments 122 de ressort ondulé représentés comportent chacun deux
10 points hauts opposés et deux points bas opposés qui sont espacés de 90 degrés. Cette configuration facilite la flexion en tangage et en lacet. Evidemment, les segments 122 de ressort ondulé peuvent avoir d'autres configurations, notamment une combinaison d'ondulation plus dense avec des points hauts et des points bas supplémentaires sur le pourtour du poignet 120.

15 F. Poignet ayant des disques à surfaces de contact sphériques

La figure 14 représente plusieurs segments ou disques 142 du poignet 140. Un ressort intérieur 144 est disposé dans l'espace intérieur des disques 142 tandis qu'une pluralité de câbles ou fils 145 servent à orienter le poignet 140 en tangage et en lacet. Les disques 142 sont enfilés ou montés sur le ressort intérieur 144, qui sert
20 de lumière pour les câbles de traction pour un organe terminal effecteur. Le ressort intérieur 144 fournit une rigidité axiale, de telle sorte que les forces appliquées par l'intermédiaire des câbles de traction à l'organe terminal effecteur ne déforment pas le poignet 140. Dans d'autres formes de réalisation possibles, des entretoises massives empilées peuvent être utilisées à la place du ressort 144 pour assurer cette fonction.

25 Les disques 142 comportent chacun une surface extérieure de contact incurvée 146 qui s'ajuste sur une surface de contact intérieure incurvée 148 du disque adjacent. La figure 15 illustre l'orientation du poignet 140 avec une rotation relative correspondante entre les disques 142. Les disques 142 peuvent par exemple être en matière plastique ou en céramique. Le frottement entre les surfaces de contact

30 sphériques 146, 148 n'est de préférence pas suffisamment fort pour avoir une influence sur le mouvement du poignet 140. Une manière d'atténuer ce problème potentiel consiste à choisir un ressort intérieur approprié 144 qui a tendance à supporter de plus grandes charges de compression et à empêcher des charges de compression excessives sur les disques 142 pendant l'actionnement des câbles 145

35 pour fléchir le poignet 140. Le ressort intérieur 144 peut être en caoutchouc silicone

ou analogue. Un élément supplémentaire en silicone 150 peut également entourer les câbles d'actionnement. Dans d'autres formes de réalisation possibles, les disques séparés 142 peuvent être remplacés par une bande continue en spirale.

Dans d'autres formes de réalisation possibles, chaque câble présent dans le poignet 160 peut être logé dans une spire 162 de ressort, comme illustré sur les figures 16 et 17. Un ressort intérieur 164 est également prévu. Les disques 170 peuvent être réalisés sans le rebord annulaire et les trous pour recevoir les câbles (comme dans les disques 142 des figures 14 et 15). Les fils massifs 172 formant des mandrins à l'intérieur des enroulements 162 du ressort peuvent être disposés sur le pourtour des disques 170. Un fil central servant de mandrin 174 est disposé au milieu pour enrouler le ressort intérieur 164. L'ensemble peut être enrobé d'une silicone ou analogue, puis les fils formant mandrins 172, 174 peuvent être retirés. Une enveloppe ou analogue d'une forme quelconque peut servir à empêcher la silicone d'adhérer aux surfaces de contact sphériques des disques 170. Les petits ressorts formant mandrins 172 seront enroulés de manière à laisser un petit espace (au lieu d'une hauteur massive) afin de ménager de la place pour la contraction au moment où le poignet 160 fléchit. Il est souhaitable que la silicone adhère suffisamment bien aux disques 170 pour assurer une rigidité en torsion pour l'ensemble des disques 170 et des ressorts 172, 174 collés. Le matériau isolant constitué par la silicone peut servir d'isolation de cautère pour un outil de cautérisation qui comprend le poignet 160.

G. Poignet comportant des disques séparés par des éléments en élastomère

La figure 18 représente un poignet 180 comportant une pluralité de disques 182 séparés par des éléments 184 en élastomère. Les éléments 184 en élastomère peuvent être des éléments annulaires ou peuvent comporter plusieurs blocs répartis sur le pourtour des disques 182. Comme dans le cas du poignet 140 de la figure 14, un ressort intérieur 186 est disposé dans l'espace intérieur des disques 182 et des éléments 184 en élastomère, tandis que plusieurs câbles ou fils 188 servent à orienter le poignet 180 en tangage et en lacet. Les disques 182 sont enfilés ou montés sur le ressort intérieur 184, lequel sert de lumière pour les câbles de traction pour un organe terminal effecteur. Le ressort intérieur 184 présente une rigidité axiale, si bien que les forces appliquées à l'organe terminal effecteur par l'intermédiaire des câbles de traction ne déforment pas le poignet 180. La configuration de ce poignet 180 est plus analogue à celle d'une colonne dorsale humaine que le poignet 140. Les éléments 184 en élastomère se déforment de façon élastique pour permettre une

orientation du poignet 180 en tangage et en lacet. L'utilisation des éléments 184 en élastomère supprime la nécessité de surfaces de contact entre les disques 182 et les efforts de frottement correspondants.

5 H. Poignet ayant des nervures alternées supportant des disques pour l'orientation en tangage et en lacet

La figure 19 représente un poignet 190 comprenant plusieurs disques 192 supportés par des colonnes ou des nervures en alternance 194, 196 orientées dans des directions orthogonales pour faciliter l'orientation en tangage et en lacet du poignet 190. Le poignet 190 peut être réalisé à partir d'un tube en ménageant des découpes
10 entre les disques adjacents 192 pour laisser des couches en alternance de nervures globalement orthogonales 194, 196 entre les disques adjacents 192. Les disques 192 comportent des trous 198 pour y faire passer les câbles d'actionnement. Les disques 192 et les nervures 194, 196 peuvent être en diverses matières telles que l'acier, l'aluminium, le Nitinol ou une matière plastique. Dans une autre forme de réalisation
15 possible du poignet 200, illustrée sur la figure 20, les disques 202 comportent des encoches 204 au lieu des trous pour recevoir les câbles. Un tel tube est plus facile à extruder qu'un tube avec des trous pour y faire passer les câbles. Un ressort 206 est enroulé par-dessus les disques 202 pour supporter les câbles.

Sur la figure 21, le poignet 210 comprend des disques 212 supportés par des
20 colonnes ou des nervures 214, 216 en alternance comportant des entailles ou des fentes 217 de part et d'autre des nervures dans les disques 212 pour rendre les nervures 214, 216 plus longues que l'espacement entre les disques 212. Cette configuration peut faciliter les flexions avec un plus petit rayon de courbure que celui du poignet 190 de la figure 19 pour une même longueur du poignet, ou donner le
25 même rayon de courbure à l'aide d'un poignet plus court. Un angle de flexion d'environ 15 degrés entre des disques adjacents 212 est typique dans ces formes de réalisation. Les disques 212 comportent des trous 218 destinés à recevoir des câbles d'actionnement.

30 I. Poignet employant des disques minces répartis le long d'un ressort hélicoïdal

La figure 22 représente une partie d'un poignet 220 comprenant un ressort hélicoïdal 222 avec plusieurs disques minces 224 répartis le long du ressort 222. On ne voit que deux disques 224 dans la partie de poignet de la figure 22, à savoir les disques 224A et 224B, qui sont orientés à l'aide de pattes 226 qui sont orthogonales
35 l'une à l'autre, comme illustré sur les figures 23 et 24. Le ressort 222 s'enroule sur

une hauteur solide à l'exception d'espaces ménagés pour y insérer les disques 224. Le ressort 222 est monté sur les disques 224 près du bord intérieur et des pattes 226 des disques 224. Les disques 224 peuvent être formés par gravure et comportent des trous 228 destinés à recevoir des câbles d'actionnement. Les pattes 226 servent de points d'appui pour permettre au ressort 222 de fléchir en certains points pendant la flexion du poignet 220 en tangage et en lacet. Dans certaines formes de réalisation, les disques 224 peuvent être relativement rigides, mais, dans d'autres formes de réalisation, ils peuvent être suffisamment souples pour fléchir et servir d'éléments élastiques pendant la flexion du poignet 220. Une enveloppe extérieure en silicone peut être disposée autour du ressort hélicoïdal 222 et des disques 224 en tant qu'isolant diélectrique. De plus, l'ensemble constitué par le ressort 222 et les disques 224 peut être protégé par une structure extérieure constituée, par exemple, de morceaux extérieurs ou de morceaux de blindage 250 (figures 25 et 26). Chaque morceau de blindage 250 comporte une surface extérieure de contact 252 et une surface intérieure de contact 254. La surface extérieure de contact 252 d'une première pièce de blindage 250 s'accouple avec la surface intérieure de contact 254 d'une pièce de blindage adjacente 250. Les pièces de blindage 250 sont empilées le long du ressort 222 et restent en contact lorsqu'elles tournent du fait de la flexion du poignet 220.

20 J. Poignet ayant des fils extérieurs tressés

La précision du poignet souple dépend de la rigidité des diverses matières par rapport aux charges appliquées. Ainsi, plus les matières utilisées sont rigides et/ou plus le poignet est court et/ou plus le poignet a un grand diamètre, moins il y aura de fléchissement latéral pour le poignet sous l'effet d'une force chirurgicale donnée exercée. Si les câbles de traction ont une élasticité négligeable, l'angle de l'extrémité du poignet peut être déterminé avec précision, mais il peut y avoir une déviation ou un fléchissement latéral sous l'effet d'une force qui n'est pas contrebalancée par les câbles. Si le poignet est rectiligne et qu'une telle force est exercée, par exemple, le poignet peut fléchir en forme de S. Une première manière de l'empêcher consiste à utiliser pour le poignet des matières adéquates ayant une rigidité suffisante et une géométrie appropriée. Une autre manière consiste à amener la moitié des câbles de traction à se terminer à mi-distance le long du poignet et à être tirés de moitié moins loin que les autres câbles, comme décrit dans la demande de brevet des E.U.A. n° 10/187 248. Une plus grande résistance au fléchissement en S est obtenue aux dépens de l'aptitude à résister à des moments. Encore une autre

manière d'éviter le fléchissement en S consiste à disposer une enveloppe tressée à l'extérieur du poignet.

La figure 27 représente un poignet 270 ayant un tube 272 enveloppé dans des fils extérieurs 274. Les fils 274 sont enroulés chacun de manière à couvrir une rotation d'environ 360 degrés entre les extrémités du tube 272. Pour accroître la rigidité en torsion du poignet 270 et éviter un fléchissement en S du poignet 270, les fils extérieurs 274 peuvent être enroulés pour former une enveloppe tressée sur le tube 272. Pour former l'enveloppe tressée, deux séries de fils comprenant une série droite et une série gauche (à savoir une dans le sens horaire et une dans le sens anti-horaire) sont tissées l'une dans l'autre. Le tissage ou tressage empêche les fils dans le sens horaire et dans le sens anti-horaire de bouger radialement les uns par rapport aux autres. La rigidité en torsion est créée, par exemple, par le fait que, en torsion, une première série de fils aura tendance à acquérir un plan grand diamètre tandis que l'autre série se contractera. Le tressage empêche une série d'être différente de l'autre, et le fléchissement en torsion se heurte à une résistance. Il est souhaitable de rendre la longueur de pose des fils extérieurs 274 égale à la longueur du poignet 270 de façon que la longueur de chaque fil individuel de la tresse n'ait pas à augmenter lorsque le poignet 270 s'incurve en arc de cercle, bien que les fils extérieurs 274 doivent coulisser axialement. La tresse résistera au fléchissement en S du poignet 270 car elle a tendance à nécessiter un allongement des fils extérieurs 274. De plus, la tresse peut également protéger le poignet contre les rayures ou les entailles en servant de blindage. Si l'enveloppe tressée n'est pas conductrice, elle peut constituer la couche la plus extérieure et servir de blindage du poignet 270. On peut également réussir à accroître la rigidité en torsion et à éviter le fléchissement en S du poignet à l'aide de ressorts superposés, en commençant par une spire à pas à droite couverte par une spire à pas à gauche puis par une autre spire à pas à droite. Les ressorts ne seraient pas entremêlés.

K. Enveloppe du poignet

On a évoqué ci-dessus quelques blindages ou enveloppes pour les poignets. Les figures 28 et 29 représentent des exemples supplémentaires d'enveloppes de poignets. Sur la figure 28, l'enveloppe 280 de poignet est constituée par une spirale plane en matière non conductrice, par exemple une matière plastique ou une céramique. Lorsque le poignet est fléchi, les différentes spires de l'enveloppe en spirale 280 glissent les unes sur les autres. La figure 29 représente une enveloppe 290 de poignet qui comporte des bords recourbés ou incurvés 292 pour assurer un

chevauchement entre les couches adjacentes de la spirale. Pour assurer une rigidité en torsion du ressort, l'enveloppe 300 de poignet peut comporter des crêtes ou des gorges 302 orientées parallèlement à l'axe du poignet. Les crêtes 302 servent de cannelures d'une couche de la spirale à l'autre, et constituent un moyen de stabilisation en torsion pour le poignet. On ajoutera la présentation d'une enveloppe en Nitinol formée par laser, à configuration analogue à celle de stents.

Ainsi, les figures 1 à 30 illustrent différentes formes de réalisation d'un instrument chirurgical à poignet souple. Bien que la description ait porté sur certains exemples de formes de réalisation, ces formes de réalisation ne servent qu'à illustrer l'invention et ne doivent pas être considérées comme limitant le cadre de l'invention. Au contraire, les principes de l'invention peuvent être appliqués à un grand nombre de systèmes et formes de réalisation spécifiques.

Les figures 31 à 34 illustrent différentes formes de réalisation d'un instrument chirurgical (par exemple un endoscope ou autre) muni d'un poignet souple pour faciliter une mise en place sûre et permettre une vérification visuelle du cathéter d'ablation ou d'autres dispositifs lors de traitements par ablation de tissus cardiaques (ATC). Certaines parties de l'invention illustrée sur les figures 31 à 34 sont similaires à leurs équivalents des figures 1 à 30, aussi les éléments identiques sont-ils désignés par des repères suivis du symbole prime. Lorsque existent de telles similitudes, les structures/éléments de l'invention selon les figures 31-34 qui sont similaires à ceux des figures 1 à 30 et fonctionnent d'une manière similaire à ceux-ci ne sont pas à nouveau décrits en détail. Il doit être entendu que la présente invention ne se limite pas à une application aux traitements par ATC, mais qu'elle a encore d'autres applications chirurgicales. De plus, bien que la présente invention trouve sa meilleure application dans le domaine de la chirurgie robotisée peu invasive, il doit être entendu que la présente invention peut également être utilisée lors de n'importe quel acte chirurgical peu invasif sans l'aide de robots chirurgicaux.

L. Endoscope articulé/orientable

On se reportera maintenant à la figure 31 qui illustre une forme de réalisation d'un endoscope 310 utilisé en chirurgie robotisée peu invasive selon la présente invention. L'endoscope 310 comprend une tige allongée 14'. Un poignet souple 10' est situé à l'extrémité de travail de la tige 14'. Un boîtier 53' permet que l'instrument chirurgical 310 soit accouplé de manière séparable avec un bras robotisé (non représenté) situé à l'extrémité opposée de la tige 14'. Un objectif de caméra endoscopique est installé à l'extrémité distale du poignet souple 10'. Une lumière

(non représentée) s'étend le long de la tige 14' qui relie l'extrémité distale du poignet souple 10' au boîtier 53'. Dans une forme de réalisation constituée par un "fibroscope", un ou plusieurs capteurs d'imagerie de l'endoscope 310, tels que des dispositifs à couplage de charge (CCD), peuvent être montés à l'intérieur du boîtier 53', des fibres optiques connectées passant à l'intérieur de la lumière le long de la tige 14' et aboutissant sensiblement à l'extrémité distale du poignet souple 10'. Les CCD sont alors couplés à un dispositif de commande de caméra par l'intermédiaire d'un connecteur 314 situé à l'extrémité du boîtier 53'. Dans une autre forme de réalisation possible à "puce sur baguette", avec des connexions électriques câblées ou radioélectriques à un dispositif de commande de caméra couplé à un connecteur 314 à l'extrémité du boîtier 53'. Le/les capteurs d'imagerie peuvent être à deux dimensions ou à trois dimensions.

L'endoscope 310 comporte une coiffe 312 pour couvrir et protéger l'objectif de l'endoscope au bout de l'extrémité distale du poignet souple 10'. La coiffe 312, qui peut être hémisphérique, conique, etc., permet à l'instrument de s'écarter de tissus pendant une manœuvre à l'intérieur/à proximité du site chirurgical. La coiffe 312, qui peut être en verre, en matière plastique transparente, etc., laisse passer la lumière pour permettre à l'endoscope 310 de voir clairement et de prendre des images. Dans certaines conditions qui permettent une vision claire et une prise d'image, la coiffe 312 peut également être translucide. Dans une autre forme de réalisation possible, la coiffe 312 est gonflable (c'est-à-dire qu'elle peut gonfler jusqu'à trois fois sa taille normale) pour améliorer/accroître la capacité de vision de l'endoscope 310. Une coiffe gonflable 312 peut être réalisée en polyéthylène souple transparent à l'aide duquel, ou à l'aide d'une matière similaire, peuvent être fabriqués des ballonnets pour angioplastie. De la sorte, les dimensions de la coiffe 312 et donc les dimensions de l'orifice pour intervention chirurgicale peu invasive, dans lequel est inséré l'endoscope 310, peuvent être réduites le plus possible. Après l'insertion de l'endoscope 310 dans le site chirurgical, la coiffe 312 peut être gonflée pour permettre une vision accrue/améliorée. De la sorte, la coiffe 312 peut être reliée à une source de fluide (par exemple, une source de solution saline, d'air ou d'un autre gaz) pour produire à la demande la pression appropriée pour gonfler la coiffe 312.

Le poignet souple 10' a au moins un degré de liberté pour permettre une articulation et des manœuvres aisées de l'endoscope 310 autour de tissus corporels internes, d'organes, etc. afin d'atteindre une destination voulue (par exemple, des tissus épicaudiques ou myocaudiques). Le poignet souple 10' peut être conforme à

l'une quelconque des formes de réalisation décrites plus haut en référence aux figures 1 à 30. Le boîtier 53' contient également un mécanisme d'entraînement pour articuler la partie distale du poignet souple 10' (qui contient l'endoscope). Le mécanisme d'entraînement peut être un mécanisme d'entraînement par câbles, d'entraînement par pignons, d'entraînement par courroies ou d'autres types. Un exemple de mécanisme d'entraînement et de boîtier 53' est décrit dans le brevet des E.U.A. n° 6 394 998. Cet exemple de mécanisme d'entraînement assure deux degrés de liberté pour le poignet souple 10' et permet à la tige 14' de tourner autour d'un axe le long du manche. Lors d'un acte d'ATC, l'endoscope articulé 310 manœuvre et s'articule autour d'organes internes, de tissus, etc. pour acquérir des images visuelles de lieux difficiles à voir et/ou difficiles à atteindre. Les images prises servant à faciliter la mise en place du cathéter d'ablation sur les tissus cardiaques voulus. L'endoscope articulé peut être le seul instrument utilisé, ou encore il peut servir de deuxième ou de troisième instrument pour produire d'autres vues du site d'intervention chirurgicale par rapport à l'image principale acquise à l'aide d'un endoscope principal.

M. Endoscope articulé avec cathéter/dispositif d'ablation fixé de manière détachable

Dans le prolongement de l'endoscope articulé ci-dessus, un cathéter peut être accouplé de manière séparable avec l'endoscope articulé pour faciliter encore la mise en place du cathéter d'ablation sur des tissus cardiaques voulus. La figure 32 représente un cathéter 321 accouplé de manière libérable avec un endoscope 310 par une série d'attaches amovibles 320. D'autres types de moyens d'accouplement séparables (mécaniques ou autres) peuvent également être utilisés en entrent parfaitement dans le cadre de la présente invention. Comme représenté sur la figure 32, les attaches 320 permettent au dispositif/cathéter d'ablation 321 d'être fixé de manière amovible à l'endoscope 310 de façon que le dispositif/cathéter d'ablation 321 suive l'endoscope 310 lorsqu'il est entraîné, manœuvré et articulé autour de structures (par exemple des artères pulmonaires, etc.) afin d'atteindre une destination chirurgicale voulue lors d'un acte d'ATC. Lorsque l'endoscope articulé 310 et le dispositif/cathéter d'ablation 321 fixé à celui-ci atteignent la destination, le cathéter 321 est retenu/maintenu en place, par exemple à l'aide d'un autre instrument relié à un bras robotisé, tandis que l'endoscope 310 est détaché du dispositif/cathéter d'ablation 321 et est retiré. De la sorte, les images d'endroits difficiles à voir et/ou difficiles à atteindre, prises par l'endoscope 310 pendant la manœuvre peuvent servir à des fins de guidage. De plus, l'articulation de l'endoscope facilite encore la mise en

place du dispositif/cathéter d'ablation 321 sur des tissus cardiaques difficiles à atteindre.

Dans une autre forme de réalisation possible, au lieu d'un dispositif/cathéter lui-même, un guide-cathéter 331 peut être fixé de manière détachable à l'endoscope 310. Comme illustré sur la figure 33, le guide-cathéter 331 est alors guidé par l'endoscope articulé 310 jusqu'à une destination finale, d'une manière similaire à celle évoquée plus haut. Lorsque l'endoscope articulé 310 et le guide-cathéter 331 fixé à celui-ci arrivent à destination, le guide-cathéter 331 est retenu/maintenu en place, par exemple par un autre instrument relié à un bras robotisé, tandis que l'endoscope 310 est détaché du guide-cathéter 331 et est retiré. Un cathéter/dispositif d'ablation peut alors être mis en place par coulisement à l'aide du guide-cathéter 331 à son extrémité proximale 332. Dans une première forme de réalisation, le guide-cathéter 331 utilise des moyens d'accouplement détachables comme des attaches 320 pour pouvoir faire coulisser le cathéter afin de le mettre en place. Dans une autre forme de réalisation, le guide-cathéter 331 utilise une lumière intégrée dans l'endoscope 310, dans laquelle le guide-cathéter 331 peut glisser et être guidé pour atteindre la cible.

N. Instrument articulé à lumière pour guider l'endoscope

Dans encore une autre forme de réalisation, au lieu d'avoir un endoscope articulé, on fixe un organe terminal effecteur au poignet souple pour doter l'instrument de l'articulation voulue. Cet instrument articulé a été décrit plus haut, par exemple, en référence aux figures 1 et 2. Cependant, l'instrument articulé comprend en outre une lumière (par exemple, une cavité, un conduit d'utilisation, etc.) qui s'étend le long de la tige de l'instrument dans lequel un endoscope extérieur peut être inséré et guidé vers le bout du poignet souple. Cette forme de réalisation assure sensiblement les mêmes fonctions que celles décrites plus haut pour un endoscope articulé muni d'un cathéter/dispositif d'ablation fixé de manière séparable ou qu'un guide-cathéter fixé de manière séparable. La différence est que le cathéter/dispositif d'ablation sert à entraîner et manœuvrer avec l'endoscope fixé de manière séparable au dispositif d'ablation par insertion dans une lumière intégrée. Avec la lumière intégrée, les moyens d'accouplement détachables (par exemple, les attaches) sont supprimés.

On se reportera maintenant à la figure 34 qui est un schéma de principe de vidéo illustrant une forme de réalisation des connexions vidéo selon la présente invention. Comme illustré sur la figure 34, le dispositif de commande 342 de caméra commande le fonctionnement d'un endoscope articulé 310, notamment le zoom

avant, le zoom arrière, le mode de définition, la prise d'image, etc. Les images prises par l'endoscope articulé 310 sont fournies au dispositif de commande 342 de caméra pour être traitées avant d'être transmises au moniteur d'affichage principal 343 et/ou au moniteur d'affichage auxiliaire 344. D'autres endoscopes 345 existant dans le système, comme l'endoscope principal et d'autres, sont commandés de même par leur propre dispositif de commande 346 de caméra. Les images prises sont également transmises à un moniteur d'affichage principal 343 et/ou un moniteur d'affichage auxiliaire 344. Ordinairement, le moniteur principal 343 affiche les images prises par l'endoscope principal, qui peuvent être en trois dimensions. Les images prises par l'endoscope articulé 310 (ou un endoscope inséré dans la lumière de l'instrument articulé) peuvent être affichées sur l'écran d'affichage auxiliaire 344. Selon une autre possibilité, les images prises par l'endoscope articulé 310 (ou un endoscope inséré dans la lumière de l'instrument articulé) peuvent être affichées comme informations auxiliaires sur le moniteur d'affichage principal 343 (on trouvera une description détaillée dans le brevet des E.U.A. n° 6 522 906).

Les instruments/endoscopes articulés décrits plus haut peuvent être couverts par une gaine stérile facultative ressemblant beaucoup à un préservatif pour maintenir propre et stérile l'instrument/endoscope articulé en supprimant de ce fait la nécessité de rendre ces instruments/endoscopes stérilisables à la suite d'une utilisation lors d'une intervention chirurgicale. Une telle gaine stérile doit être translucide pour permettre à l'endoscope de voir clairement et de prendre des images. Ainsi, toute la gaine peut être réalisée en matière analogue à du latex (par exemple, du Kraton®, du polyuréthane, etc.). Dans une forme de réalisation, la gaine stérile et la coiffe 312 peuvent être faites de la même matière et peuvent faire corps l'une avec l'autre. La coiffe 312 peut ensuite être fixée à la tige 14' par des fixations de type mécanique ou autre.

Donc, les figures 31 à 34 représentent différentes formes de réalisation d'un instrument chirurgical (par exemple un endoscope et autres) à poignet souple pour faciliter la mise en place sûre et permettre une vérification visuelle du cathéter d'ablation ou d'autres dispositifs lors de traitements par ablation de tissus cardiaques (ATC). Bien que la description porte sur certains exemples de formes de réalisation, ces formes de réalisation ne servent qu'à illustrer l'invention et ne doivent pas être considérées comme limitant le cadre de l'invention. Au contraire, les principes de l'invention peuvent être appliqués à un grand nombre de systèmes et formes de réalisation spécifiques.

Les figures 35 à 37 illustrent un endoscope articulé/orientable et permutable selon la présente invention. Certaines parties de l'invention illustrée sur les figures 35 à 37, sont semblables à leurs équivalents correspondants sur les figures 1 à 34 ainsi que sur d'autres figures décrites dans des références bibliographiques mentionnées, et les éléments identiques sont donc désignés par des repères numériques suivis du
5 symbole seconde. Lorsque existent de telles similitudes, les structures/éléments selon l'invention des figures 35 à 37 qui sont similaires et fonctionnent d'une manière similaire à ceux des figures 1 à 34 ne seront pas à nouveau décrits en détail.

O. Endoscope articulé/orientable et permutable

On se reportera maintenant à la figure 35 qui illustre une forme de
10 réalisation d'un endoscope articulé et permutable 310" utilisé en chirurgie robotisé peu invasive selon la présente invention. L'endoscope 310" comprend une tige allongée 14". Un poignet souple 10" est situé à l'extrémité active de la tige 14". Un boîtier 53" permet d'accoupler de manière séparable l'instrument chirurgical 310 avec
15 un bras robotisé (non représenté), tel que celui décrit dans les brevets des E.U.A. n° 6 331 181 et 6 394 998, situé à l'extrémité opposée de la tige 14". A la différence du bras robotisé décrit dans le brevet des E.U.A. n° 6 451 027 qui est conçu pour tenir une caméra endoscopique plus lourde et plus volumineuse, le bras robotisé décrit dans les brevets des E.U.A. n° 6 331 181 et 6 394 998 est conçu pour des instruments
20 chirurgicaux plus légers. Pour obtenir l'interchangeabilité/la permutableté, un type de bras robotisé similaire à celui décrit dans les brevets des E.U.A. n° 6 331 181 et 6 394 998 doit être utilisé pour tous les bras du robot chirurgical. Autrement dit, au lieu d'utiliser un bras robotisé conçu principalement pour porter un endoscope chirurgical, un bras robotisé universel/standard conçu pour une charge plus petite est utilisé pour
25 porter tous les types d'instruments chirurgicaux dont un endoscope chirurgical. De la sorte, un endoscope chirurgical peut être monté sur n'importe lequel des différents bras chirurgicaux robotisés du robot chirurgical en permettant ainsi une permutation de l'endoscope chirurgical entre différents bras chirurgicaux en fonction des besoins au cours d'une intervention. En conséquence, les chirurgiens peuvent désormais faire
30 passer l'endoscope d'un orifice à un autre comme cela se fait ordinairement en laparoscopie classique. Le changement peut s'effectuer aisément en libérant et en détachant l'endoscope d'un bras, puis en attachant et en verrouillant l'endoscope à un bras différent, ce qui permet d'insérer l'endoscope dans un orifice chirurgical différent du corps du patient. De plus, la conception mécanique et l'architecture du

système chirurgical robotisé peuvent être simplifiées puisqu'il n'est plus nécessaire de recevoir différents types de bras porteurs d'instruments.

Pour atteindre cet objectif, l'endoscope doit être plus petit et plus léger. Selon la présente invention, un objectif de caméra endoscopique est installé à l'extrémité distale du poignet souple 10". Une lumière (non représentée) s'étend le long de la tige 14" et relie l'extrémité distale du poignet souple 10" au boîtier 53". Dans la forme de réalisation préférée à "puce sur baguette", le/les capteurs d'imagerie de l'endoscope 310" peuvent être montés à l'extrémité distale du poignet souple 10" à l'aide de connexions électriques câblées ou sans fil à un dispositif de commande de caméra accouplé avec un connecteur 314" à l'extrémité du boîtier 53". Le/les capteurs d'imagerie peuvent être à deux dimensions (2D) ou à trois dimensions (3D). Une technologie de traitement de signaux très élaborée peut être utilisée pour obtenir une image en 3D à l'aide d'un ou de plusieurs capteurs d'imagerie à 2D. On peut citer comme exemples de solutions apportées par des endoscopes à puce sur baguette commercialisés ceux proposés par Olympus America, Inc., Melville, New York, Visionsense à Petach Tiqua, Israël, et autres. Une telle forme de réalisation à puce sur baguette peut réduire l'encombrement de l'endoscope à une fraction de sa taille antérieure et réduire son poids d'un ordre de grandeur. De la sorte, les dimensions et le poids de l'endoscope ne posent plus de difficultés pour monter/démonter ainsi que pour manœuvrer l'endoscope. Dans une autre forme de réalisation possible de "fibroscope", le/les capteurs d'imagerie de l'endoscope 310", notamment les dispositifs à couplage de charge (CCD) peuvent être montés à l'intérieur du boîtier 53", des fibres optiques connectées s'étendant à l'intérieur de la lumière le long de la tige 14" et aboutissant sensiblement à l'extrémité distale du poignet souple 10".

L'endoscope 310" peut comporter une coiffe 312" destinée à couvrir et protéger l'objectif 314" de l'endoscope au bout de l'extrémité distale du poignet souple 10". La coiffe 312", qui peut être hémisphérique, conique, etc., permet à l'instrument de s'écarter des tissus pendant les manœuvres à l'intérieur/près du site de l'intervention. La coiffe 312", qui peut être réalisée en verre, en matière plastique, etc., laisse passer la lumière pour permettre à l'endoscope 310" de voir clairement et de prendre des images. Dans certaines conditions qui permettent une vision claire et une prise d'images, la coiffe 312" peut également être translucide. Dans une autre forme de réalisation possible, la coiffe 312" est gonflable (par exemple jusqu'à trois fois sa taille normale) afin d'améliorer/accroître la capacité de vision de l'endoscope 310". Une coiffe gonflable 312" peut être réalisée en polyéthylène souple transparent

à l'aide duquel des ballonnets d'angioplastie sont fabriqués, ou à l'aide d'une matière similaire. De la sorte, les dimensions de la coiffe 312" et donc les dimensions des orifices chirurgicaux peu invasifs dans lesquels l'endoscope 310" est inséré peuvent être réduites énormément. Après l'insertion de l'endoscope 310" dans le site de
 5 l'intervention, la coiffe 312" peut être gonflée pour assurer une plus grande/meilleure vision. De la sorte, la coiffe 312" peut être reliée à une source de fluide (par exemple des sources de solution saline, d'air ou d'autres gaz) pour fournir à la demande la pression appropriée pour le gonflage de la coiffe 312".

Le poignet souple 10" assure des degrés supplémentaires de liberté pour
 10 permettre à l'endoscope 310 de s'articuler et de manœuvrer aisément autour de tissus corporels internes, d'organes, etc. de manière à atteindre une destination voulue (par exemple des tissus hépicaux ou myocardiaux). Le poignet souple 10" peut être conforme à l'une quelconque des formes de réalisation décrites plus haut en référence aux figures 1 à 30, ou décrites dans le brevet des E.U.A. n° 6 817 974, d'autres
 15 formes de réalisation ayant plusieurs articulations, etc. Le boîtier 53" contient également un mécanisme d'entraînement pour articuler la partie distale du poignet souple 10" (qui renferme l'endoscope). Le mécanisme d'entraînement peut être un mécanisme du type à entraînement par câbles, à entraînement par pignons, à entraînement par courroies ou autres. Un exemple de mécanisme d'entraînement et de
 20 boîtier 53" est décrit dans le brevet des E.U.A. n° 6 394 998. Cet exemple de mécanisme d'entraînement assure deux degrés de liberté pour le poignet souple 10" (en tangage et en lacet) et permet à la tige 14" de tourner autour d'un axe le long de la tige (roulis). Les degrés de liberté en tangage et en lacet, qui correspondent à la flexion du poignet 10" à proximité immédiate du bout de l'objectif de l'endoscope respectivement autour d'un axe horizontal et d'un axe vertical imaginaires, s'ajoutent
 25 à un mouvement d'insertion/extraction (par exemple un mouvement cartésien sur x, y et z) et une rotation de la tige de l'instrument (par exemple un mouvement de roulis). De la sorte, l'endoscope 310" dispose du même degré de liberté que d'autres instruments chirurgicaux robotisés (par exemple, des organes de préhension, etc.), ce
 30 qui pose la question de la manière dont on peut donner aux chirurgiens des méthodes intuitives pour commander les degrés supplémentaires de liberté de l'endoscope.

P. Paradigme de commande d'instruments esclaves par rapport à une caméra

Il est souhaitable de doter les chirurgiens de méthodes intuitives pour commander des robots chirurgicaux complexes. Plus un chirurgien se trouve absorbé
 35 dans un acte chirurgical délicat et complexe, moins il doit avoir conscience de la

manière dont un robot chirurgical exécute ses tâches et éventuellement plus il a tendance à oublier parfois qu'il utilise un robot pour exécuter l'acte chirurgical, du fait du caractère intuitif de la manière dont le robot effectue les manipulations et exécute ses tâches demandées par le chirurgien. A titre d'exemple d'illustration simpliste d'une méthode intuitive par rapport à une méthode contre-intuitive, on considèrera la figure 36 qui illustre le fait que, lorsque l'endoscope a un regard de niveau dirigé droit devant, il n'y a aucune différence entre la commande en repère terrestre (repère image) et la commande en repère caméra (par exemple, le repère attaché au bout distal de l'endoscope). Cependant, lorsque la caméra tourne, par exemple de 90 degrés dans le sens horaire, en basant le mouvement de l'instrument esclave dans le référentiel caméra, on crée une grosse différence pour que le mouvement de l'instrument reste intuitif pour le chirurgien car, si l'instrument se trouve dans un repère terrestre, un mouvement d'une main du chirurgien vers la gauche a tendance à apparaître et à provoquer un mouvement de haut en bas de l'instrument chirurgical. Ainsi, le brevet des E.U.A. n° 6 364 888 (ci-après le brevet '888) et le brevet des E.U.A. n° 6 424 885 (ci-après le brevet '885) décrivent la commande de tous les mouvements et orientations des instruments esclaves dans le référentiel caméra de l'endoscope pour assurer cette intuitivité. Cependant, l'endoscope décrit dans le brevet '888 et le brevet '885 n'a pas les degrés de liberté en tangage et en lacet comme l'endoscope de la présente invention. De ce fait, les difficultés et par conséquent le paradigme correspondant à ces degrés de liberté sont inattendus.

On va maintenant évoquer un premier paradigme de ce type. Lorsque l'endoscope selon la présente invention subit un mouvement de tangage ou de lacet, si l'image est vue depuis le référentiel caméra, la vue peut être contre-intuitive pour un chirurgien. En effet, si l'endoscope subit un mouvement de tangage vers le haut, la vue depuis le référentiel caméra apparaît comme étant dirigée vers le bas plutôt que vers le haut comme s'y attend intuitivement le chirurgien. Si l'endoscope subit un mouvement de tangage vers le bas, la vue depuis le référentiel caméra apparaît comme étant dirigée vers le haut plutôt que vers le bas, comme le chirurgien s'y attend intuitivement. De même, si l'endoscope subit un mouvement de lacet vers la gauche, la vue à partir de la caméra paraît être une vue dirigée vers la droite plutôt que vers la gauche comme s'y attend intuitivement le chirurgien. Si l'endoscope subit un mouvement de lacet vers la droite, la vue depuis la caméra paraît être orientée vers la gauche plutôt que vers la droite comme s'y attend intuitivement le chirurgien.

Cette contre-intuitivité est inattendue et nécessite un changement de référentiel pour les instruments chirurgicaux esclaves pour passer d'un référentiel caméra au référentiel image terrestre pour le mouvement de tangage et de lacet de l'endoscope afin de conserver l'intuitivité voulue dans la présente invention. Le référentiel pour les instruments chirurgicaux esclaves reste le référentiel caméra pour tous les autres degrés de liberté de l'endoscope (par exemple, un mouvement d'insertion/extraction et un mouvement de roulis de manche d'instrument suivant les coordonnées cartésiennes x, y et z) dans la présente invention. Autrement dit, le référentiel pour les degrés de liberté supplémentaires est découplé de celui pour les degrés de liberté traditionnels associés à un endoscope chirurgical robotisé.

Néanmoins, il faut souligner que, selon la présente invention, pour certaines applications il peut être avantageux d'offrir un choix entre un référentiel caméra et un référentiel terrestre pour commander individuellement chacun des six degrés de liberté de l'endoscope articulé/orientable et permutable. Autrement dit, l'un quelconque ou la totalité des six degrés de liberté de l'endoscope articulé/orientable et permutable peut être commandé soit dans le référentiel caméra soit dans le référentiel terrestre.

Dans un système chirurgical robotisé à maître-esclave tel que le système da Vinci®, si l'un quelconque (ou la totalité) des six degrés de liberté est commandé dans le référentiel caméra, le référentiel change avec le mouvement de la caméra en ce qui concerne la position et/ou l'orientation. Autrement dit, la relation du maître (c'est-à-dire l'œil du chirurgien) par rapport à l'esclave (par exemple la caméra endoscopique) change du fait du mouvement de la caméra qui peut avoir un effet défavorable sur l'intuitivité de la perception du chirurgien par rapport à sa contribution, à moins que ce changement ne soit compensé. Cette compensation s'effectue en repositionnant le dispositif d'entrée maître par l'intermédiaire de transformations de commande. Plus particulièrement, la transformation du maître/de l'œil est ajustée pour correspondre à la transformation de l'esclave/la caméra qui change. De préférence, cette compensation d'alignement du maître s'effectue de manière continue et pas à pas (par l'intermédiaire de transformations incrémentielles) pendant la commande de la caméra (c'est-à-dire en temps réel ou presque) plutôt qu'en procédant à une plus forte compensation à la suite d'une commande de la caméra (à savoir une commande séquentielle) car le délai de retard correspondant est minimisé. On notera que cette compensation d'alignement du maître n'est pas nécessaire dans des systèmes endoscopiques non souples et non orientables ou dans

le cas dans lequel la totalité des six degrés de liberté sont commandés dans le référentiel terrestre, car le référentiel est constant dans de tels cas.

Un dispositif d'entrée maître tel que celui décrit dans le brevet des E.U.A. n° 6 714 839 peut être manœuvré avec au moins six (6) degrés de liberté. Si un
 5 dispositif d'entrée maître séparé est utilisé pour une main gauche et une main droite d'un utilisateur comme représenté sur la figure 38, ce sont au total douze (12) degrés de liberté dont on dispose en combinant virtuellement les deux dispositifs d'entrée
 10 maîtres pour commander les positions et orientations de la caméra endoscopique ainsi que des fonctions telles que la distance focale, l'ouverture, etc. La figure 38 représente les deux dispositifs d'entrée maîtres virtuellement combinés pour
 fonctionner d'une manière similaire à un guidon de bicyclette. Comme la caméra peut se déplacer sur les axes X, Y et Z ainsi que tourner autour de ces axes, il faut six (6)
 15 degrés de liberté à partir des dispositifs d'entrée maîtres virtuellement combinés pour commander ces six positions et orientations à l'aide de la commande de vitesse (vitesse) ou de position. De plus, trois (3) degrés de liberté à partir des dispositifs
 d'entrée maîtres virtuellement combinés sont nécessaires pour mettre en œuvre/gérer des contraintes géométriques des dispositifs d'entrée maîtres combinés. Ainsi, au
 20 moins trois (3) degrés de liberté de réserve restent disponibles pour commander d'autres fonctions d'une caméra (par exemple, la distance focale, l'ouverture, etc.). Dans une forme de réalisation préférée, les trois degrés de liberté qui servent à
 commander ces autres fonctions d'une caméra sont : la torsion du guidon (c'est-à-dire deux dispositifs d'entrée maîtres), la flexion du guidon et le roulis de chaque
 dispositif d'entrée maître dans des directions opposées

Il devrait être entendu pour un spécialiste ordinaire de la technique que les
 25 éventuels changements mathématiques (par exemple, une transformation de la position/orientation du référentiel) ainsi que des changements du système de commande (par exemple, l'algorithme de commande) correspondant à un tel
 changement de référentiel peuvent être obtenus et exécutés compte tenu de la description détaillée concernée du brevet '888 et du brevet '885. Ainsi, pour plus de
 30 brièveté et de clarté, on ne continuera pas à présenter ce point ici.

Q. Point de rotation pour le mouvement de tangage et de lacet

Un deuxième paradigme de commande comprend le choix d'un point de
 rotation pour l'endoscope articulé/orientable et permutable. Le point de rotation est
 un point autour duquel tourne le référentiel d'une vue d'image endoscopique. Ce
 35 point de rotation est choisi pour donner un sens d'intuitivité ainsi que la vision

optimale du site de l'intervention chirurgicale pour des chirurgiens. Pour l'endoscope articulé et permutable selon la présente invention, les mouvements supplémentaires de tangage et de lacet (individuellement ou les deux en même temps) de l'objectif de caméra en combinaison avec un point de rotation correctement choisi peuvent servir à manœuvrer l'endoscope (éventuellement en combinaison avec d'autres degrés de liberté) pour fournir une vision orbitale d'une structure anatomique (similaire à la vue observée par un satellite en orbite autour d'une planète) à l'intérieur d'un site d'intervention par rapport au référentiel caméra. On notera qu'un tel choix d'un point de rotation n'est pas nécessaire pour des endoscopes chirurgicaux robotisés classiques (par exemple un endoscope sans les mouvements de tangage et de lacet) et n'est donc pas prévu. Le point de rotation potentiel comprend : un centre supposé du site d'intervention qui peut être un point dans le champ d'utilisation maximal d'un endoscope (par exemple à environ trente-huit (38) mm du bout distal d'un endoscope Olympus), un point dans la zone immédiatement adjacente du poignet souple 10", le point d'entrée de l'endoscope dans le site d'intervention, etc.

On se reportera maintenant à la figure 37 qui représente les différents points de rotation potentiels pour l'endoscope 310" selon la présente invention. Comme représenté sur la figure 37, l'endoscope 310" a été inséré dans l'orifice 371 dans un site d'intervention autour d'un organe 372. Le point 373 est le centre supposé, le point 374 est le point adjacent à ou sur le poignet souple 10" et le point 375 est le point auquel l'endoscope 310" pénètre dans le site d'intervention.

Le point central de rotation supposé peut être le plus logique car la plupart des activités dans un site d'intervention auront probablement lieu dans la zone la plus proche entourant le bout de l'endoscope et, compte tenu des six degrés de liberté de l'endoscope articulé/orientable selon la présente invention ainsi que de la possibilité de changer de focale, des petits ajustements peuvent être rapidement apportés pour obtenir la vue optimale voulue. Cependant, un inconvénient accompagne un tel choix comportant le mouvement hyperactif lié à l'extrémité proximale (extrémité arrière) de l'endoscope 310" et plus fortement le bras robotisé avec lequel l'endoscope est accouplé de manière libérable lorsqu'un mouvement de tangage et/ou de lacet de l'objectif de la caméra est réalisé. Le mouvement hyperactif de l'endoscope 310" portant un bras robotisé peut n'être pas souhaitable car il risque d'interférer avec d'autres bras robotisés du système qui peuvent tous se déplacer simultanément pendant une intervention, ce qui aboutit à une collision entre bras.

Un déplacement du point de rotation vers le point d'entrée sur le site d'intervention d'un endoscope apparaît comme atténuant le mouvement du bras robotisé, car la distance entre le point de rotation et le bras robotisé est très réduite (en réduisant l'ampleur de la rotation et du mouvement de translation couplés), mais
5 il apparaît aussi qu'il produit des images d'observation moins optimales du site de l'intervention en raison de contraintes physiques et géométriques. En comparaison, le point de rotation étant autour du centre du poignet souple 10", la distance entre le point de rotation et le bras robotisé est réduite, si bien que le mouvement du bras est également atténué mais avec des images d'observation améliorées en raison du
10 nombre plus petit de contraintes physiques et géométriques. De ce fait, un point autour du centre du poignet souple 10" constitue le point de rotation préféré pour l'endoscope articulé permutable selon la présente invention. Un exemple de mise en œuvre d'un point de rotation est présenté dans le brevet '885 qui décrit la mise en correspondance du point de commande maître avec le point de commande esclave.

REVENDICATIONS

1. Endoscope chirurgical articulé peu invasif accouplé avec un système chirurgical robotisé ayant une pluralité de bras, l'endoscope comprenant :
- 5 une tige allongée (14) ayant une extrémité de travail, une extrémité proximale, et un axe de tige entre l'extrémité de travail et l'extrémité proximale ;
- un poignet souple (10) ayant une extrémité distale et une extrémité proximale, l'extrémité proximale du poignet (10) étant reliée à l'extrémité de travail de la tige allongée (14) ;
- 10 un objectif de caméra endoscopique installé à l'extrémité distale du poignet (10), l'objectif de caméra prenant une image d'un objet ; et
- une pluralité de liaisons d'actionnement reliant le poignet (10) à l'extrémité proximale de la tige allongée (14) de façon que les liaisons soient actionnables pour doter le poignet (10) d'au moins un degré de liberté ;
- 15 dans lequel un référentiel utilisé pour commander le mouvement dudit degré de liberté est attaché au poignet souple (10) pour le mouvement du poignet correspondant audit degré de liberté.
2. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 1, dans lequel ledit degré de liberté comprend un mouvement de tangage et un mouvement
- 20 de lacet du poignet (10).
3. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 2, dans lequel un référentiel utilisé pour commander d'autres degrés de liberté correspondant à l'endoscope est attaché à l'objet.
4. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 1, dans
- 25 lequel une image de l'objet prise par l'endoscope en liaison avec le degré de liberté repose sur le référentiel tournant autour d'un point de rotation situé à proximité du poignet souple (10).
5. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 4, dans lequel l'image de l'objet est une vue orbitale.
- 30 6. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 1, dans lequel l'endoscope est accouplé de manière amovible avec l'un quelconque de la pluralité de bras et est conçu pour être permuté entre la pluralité de bras de façon qu'un seul type de bras standard soit utilisé pour le système chirurgical robotisé.
7. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 1, dans
- 35 lequel le degré de liberté est commandé par la position ou la vitesse.

8. Endoscope chirurgical articulé peu invasif accouplé avec un système chirurgical robotisé ayant une pluralité de bras, l'endoscope comprenant :

une tige allongée (14) ayant une extrémité de travail, une extrémité proximale et un axe de tige entre l'extrémité de travail et l'extrémité proximale ;

5 un poignet souple (10) ayant une extrémité distale et une extrémité proximale, l'extrémité proximale du poignet (10) étant reliée à l'extrémité de travail de la tige allongée (14) ;

un objectif de caméra endoscopique installé à l'extrémité distale du poignet (10), l'objectif de caméra prenant une image d'un objet ; et

10 une pluralité de liaisons d'actionnement reliant le poignet (10) à l'extrémité proximale de la tige allongée (14) de façon que les liaisons soient actionnables pour doter le poignet (10) d'au moins un degré de liberté ;

dans lequel une image de l'objet prise par l'endoscope en liaison avec le degré de liberté repose sur un référentiel tournant autour d'un point de rotation située à proximité du poignet souple.

15 9. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 8, dans lequel l'image de l'objet est une vue orbitale.

10. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 8, dans lequel le référentiel utilisé pour commander le mouvement du degré de liberté est attaché au poignet souple (10) pour un mouvement du poignet associé au degré de liberté.

11. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 10, dans lequel le degré de liberté comprend un mouvement de tangage et un mouvement de lacet du poignet (10).

25 12. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 11, dans lequel un référentiel utilisé pour commander d'autres degrés de liberté concernant l'endoscope est attaché à l'objet.

13. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 8, dans lequel l'endoscope est accouplé de manière amovible avec l'un quelconque de la pluralité de bras et est conçu pour être permuté entre la pluralité de bras de telle sorte qu'un seul type de bras standard est employé pour le système chirurgical robotisé.

14. Endoscope chirurgical articulé peu invasif selon la revendication 8, dans lequel le degré de liberté est commandé par la position ou la vitesse.

15. Procédé pour donner plus d'intuitivité à un utilisateur pour un endoscope chirurgical articulé peu invasif comprenant un poignet souple (10) avec au moins un

degré de liberté, comprenant une étape consistant à attacher un référentiel utilisé pour commander le mouvement du degré de liberté au poignet souple (10) pour un mouvement du poignet associé au degré de liberté.

5 16. Procédé selon la revendication 15, dans lequel le degré de liberté comprend un mouvement de tangage et un mouvement de lacet du poignet (10).

17. Procédé selon la revendication 16, dans lequel un référentiel utilisé pour commander d'autres degrés de liberté associés à l'endoscope est attaché à l'objet.

10 18. Procédé pour atténuer le mouvement d'une extrémité proximale d'un endoscope chirurgical articulé ayant à une extrémité distale un poignet souple (10) avec au moins un degré de liberté lors de la prise d'une image d'un objet en liaison avec le degré de liberté, comprenant :

une étape consistant à prendre l'image de l'objet en liaison avec le degré de liberté d'après un référentiel tournant autour d'un point de rotation situé à proximité du poignet souple (10).

15 19. Procédé selon la revendication 18, dans lequel l'image de l'objet est une vue orbitale.

20. Système robotisé maître-esclave, comprenant :

un dispositif de commande maître, comprenant :

une plate-forme ;

20 au moins un dispositif d'entrée maître pouvant tourner autour de trois axes par rapport à la plate-forme et pouvant se déplacer en translation sur trois axes par rapport à la plate-forme ;

une liaison supportant le dispositif d'entrée par rapport à la plate-forme ;

25 un système de capteurs couplé avec la liaison pour mesurer un mouvement autour d'une pluralité d'emplacements sur la liaison ;

un système d'entraînement engageant de manière motrice l'articulation menée ; et

30 un processeur couplant le système de capteurs au système d'entraînement de façon que le système d'entraînement actionne la liaison tandis que le dispositif d'entrée maître est remis en position ; et

35 au moins une liaison esclave couplée au système maître, la liaison esclave s'articulant avec six degrés de liberté en réponse à la remise en position du dispositif d'entrée maître, la liaison esclave comportant un endoscope chirurgical articulé peu invasif, l'endoscope comprenant :

une tige allongée (14) ayant une extrémité de travail, une extrémité proximale et un axe de tige entre l'extrémité de travail et l'extrémité proximale ;

un poignet souple (10) ayant une extrémité distale et une extrémité proximale, l'extrémité proximale du poignet (10) étant reliée à l'extrémité de travail de la tige allongée ;

un objectif de caméra endoscopique installé à l'extrémité distale du poignet (10), l'objectif de caméra prenant une image d'un objet ; et

une pluralité de liaisons d'actionnement reliant le poignet (10) à l'extrémité proximale de la tige allongée (14) de façon que les liaisons soient actionnables pour doter le poignet (10) d'au moins un degré de liberté ;

dans lequel un référentiel utilisé pour commander le mouvement du degré de liberté est attaché au poignet souple (10) pour un mouvement du poignet correspondant au degré de liberté.

21. Système robotisé maître-esclave selon la revendication 20, dans lequel le degré de liberté comprend un mouvement de tangage et un mouvement de lacet du poignet (10).

22. Système robotisé maître-esclave selon la revendication 21, dans lequel un référentiel utilisé pour commander d'autres degrés de libertés associés à l'endoscope est attaché à l'objet.

23. Système robotisé maître-esclave selon la revendication 20, dans lequel une image de l'objet prise par l'endoscope en liaison avec le degré de liberté repose sur le référentiel tournant autour d'un point de rotation situé à proximité du poignet souple (10).

24. Système robotisé maître-esclave selon la revendication 23, dans lequel l'image de l'objet est une vue orbitale.

25. Système robotisé maître-esclave selon la revendication 20, dans lequel l'endoscope est accouplé de manière amovible avec l'un quelconque de la pluralité de bras et est conçu pour être permuté entre la pluralité de bras, de telle sorte qu'on utilise un seul type de bras standard pour le système de chirurgie robotisé.

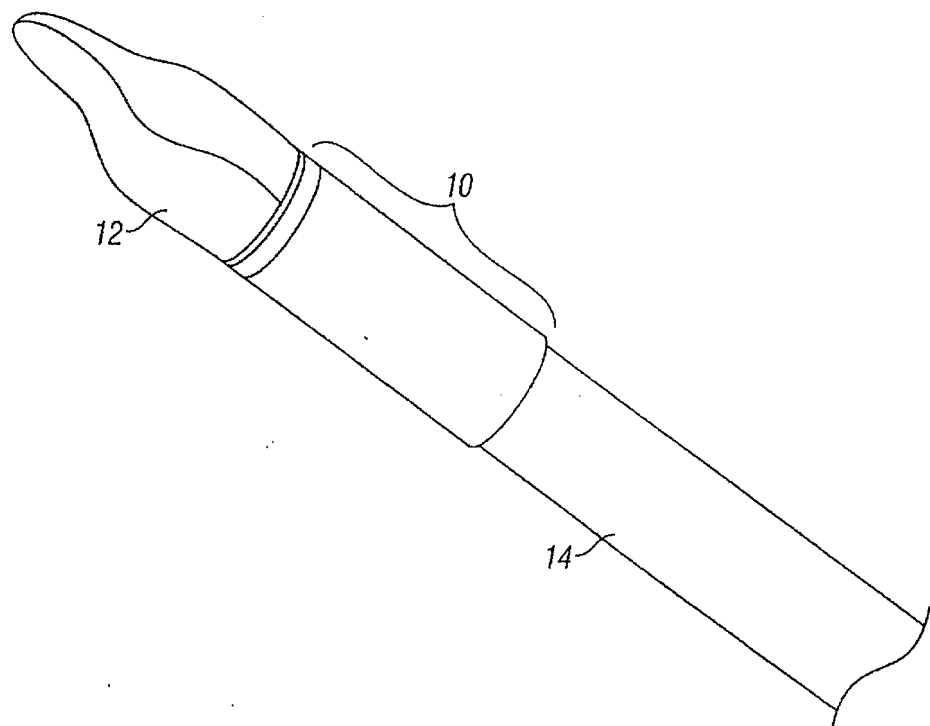
26. Système robotisé maître-esclave selon la revendication 20, dans lequel le dispositif d'entrée maître sert en outre à commander des fonctions de l'objectif de caméra endoscopique dont la distance focale ou l'ouverture.

27. Système robotisé maître-esclave selon la revendication 20, dans lequel une compensation d'alignement du maître s'effectue de manière continue et pas à pas en ajustant la transformation du maître pour s'adapter à la transformation de l'esclave

pendant un mouvement de l'objectif de caméra endoscopique afin de maintenir l'intuitivité maître-esclave.

28. Système robotisé maître-esclave selon la revendication 20, dans lequel le degré de liberté est commandé par la position ou la vitesse.

1/15

**FIG. 1**

2/15

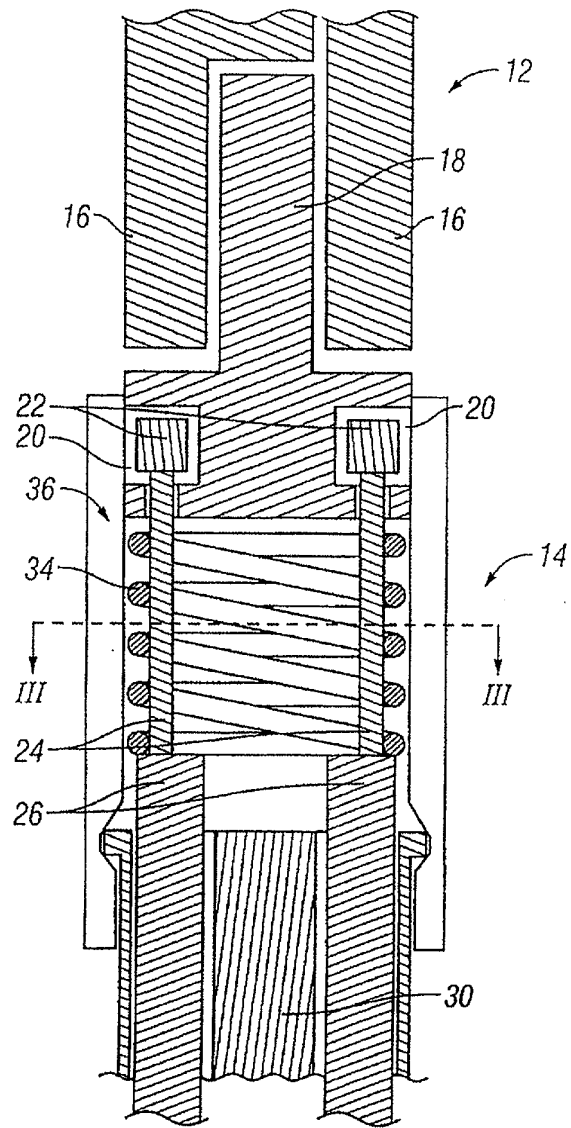


FIG. 2

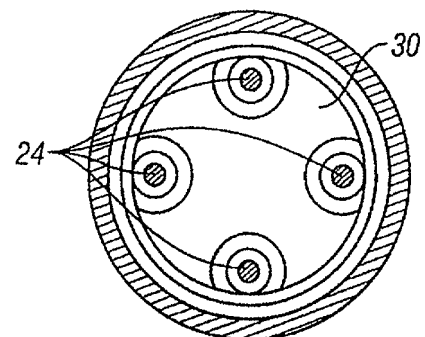


FIG. 3

3/15

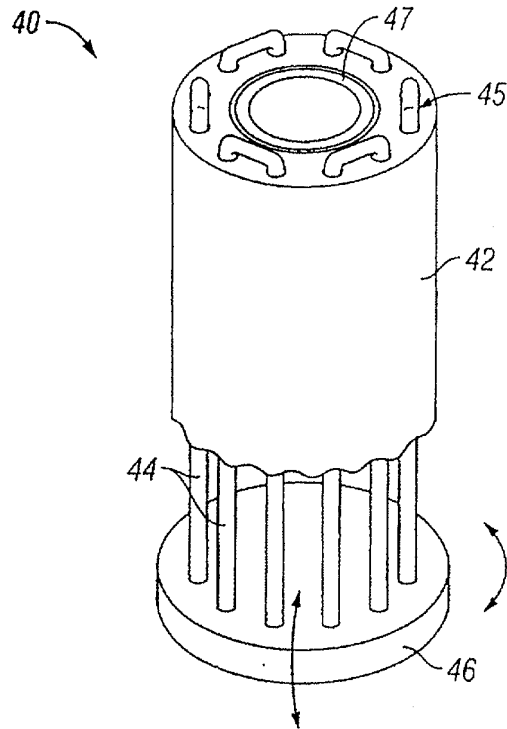


FIG. 4

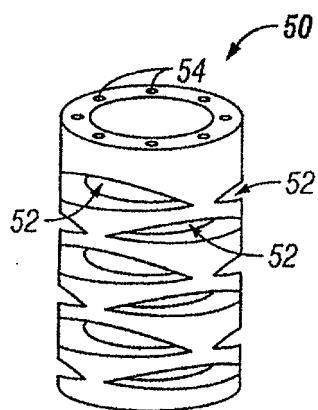


FIG. 5

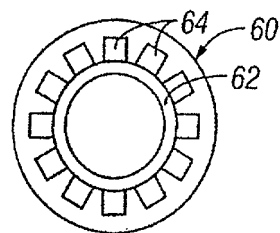


FIG. 6

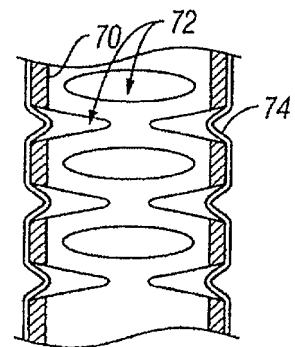


FIG. 7

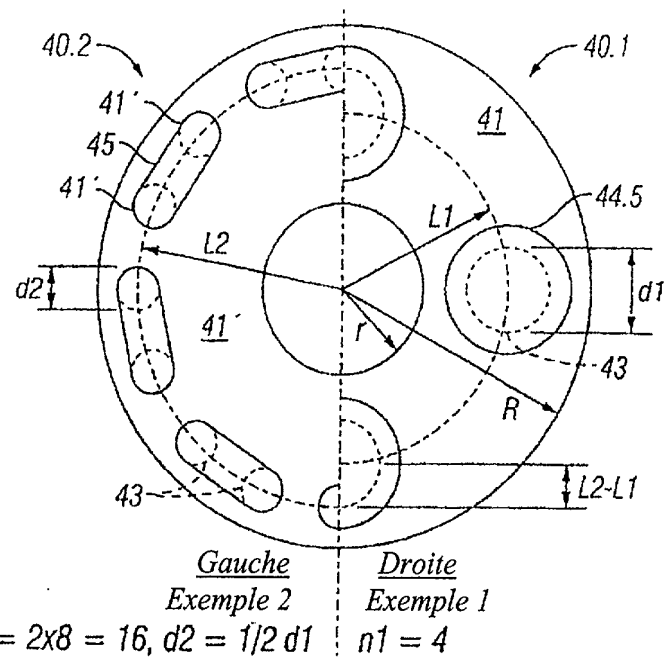


FIG. 4A

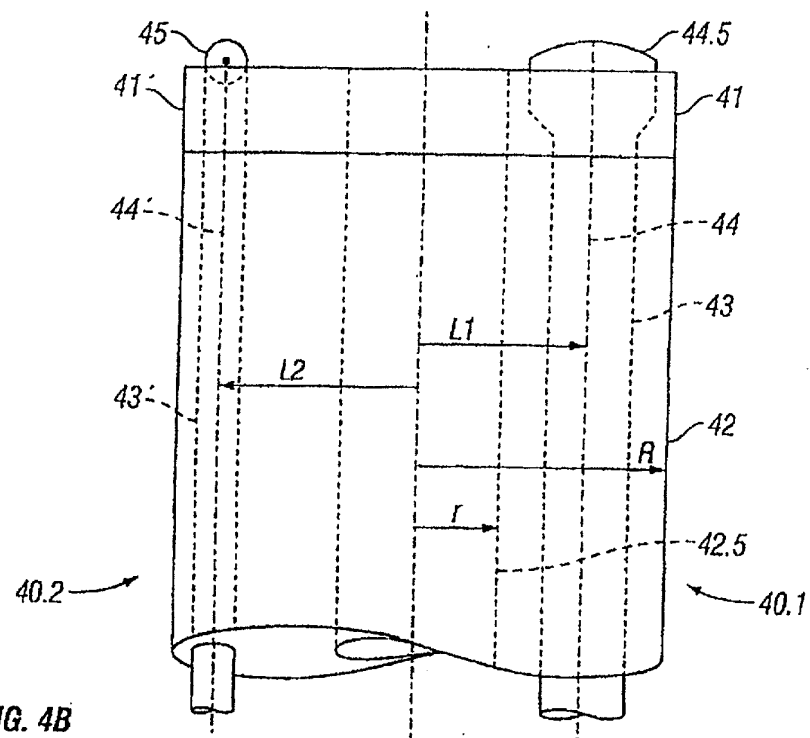


FIG. 4B

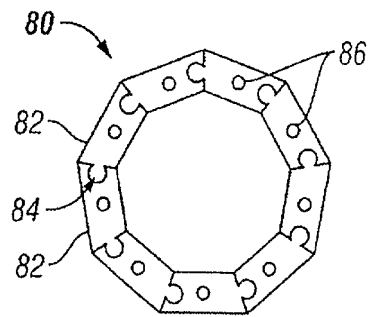


FIG. 8

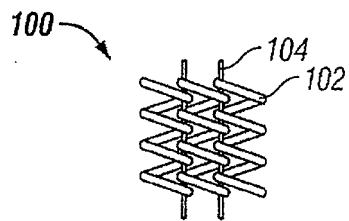


FIG. 11

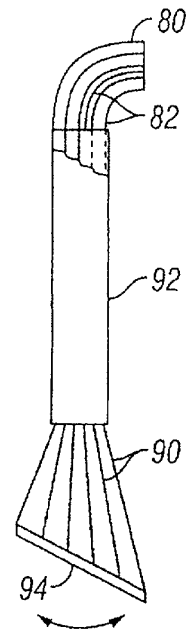


FIG. 9

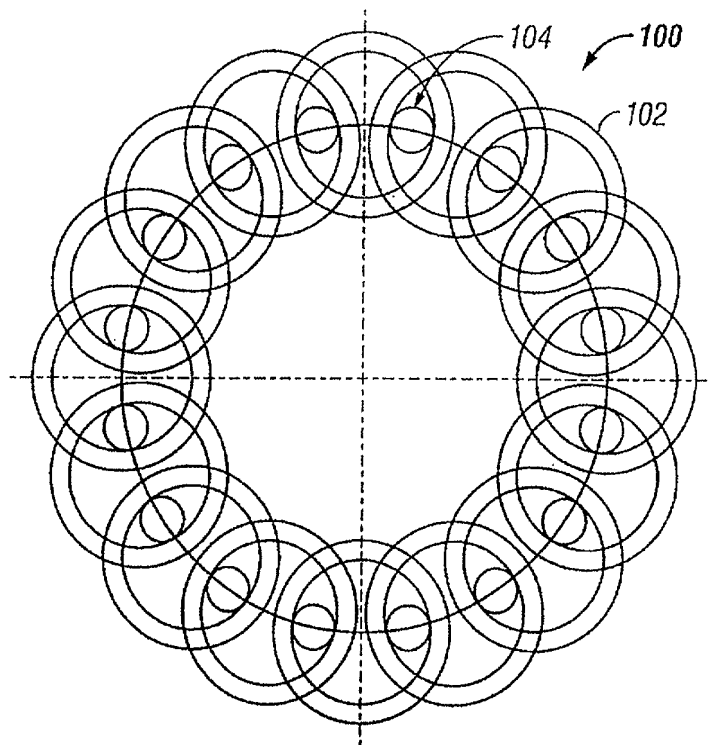


FIG. 10

6/15

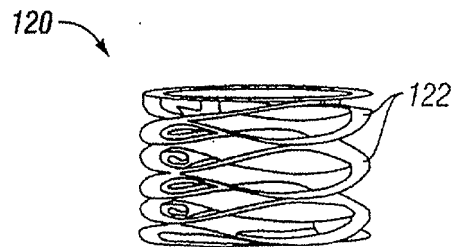


FIG. 12

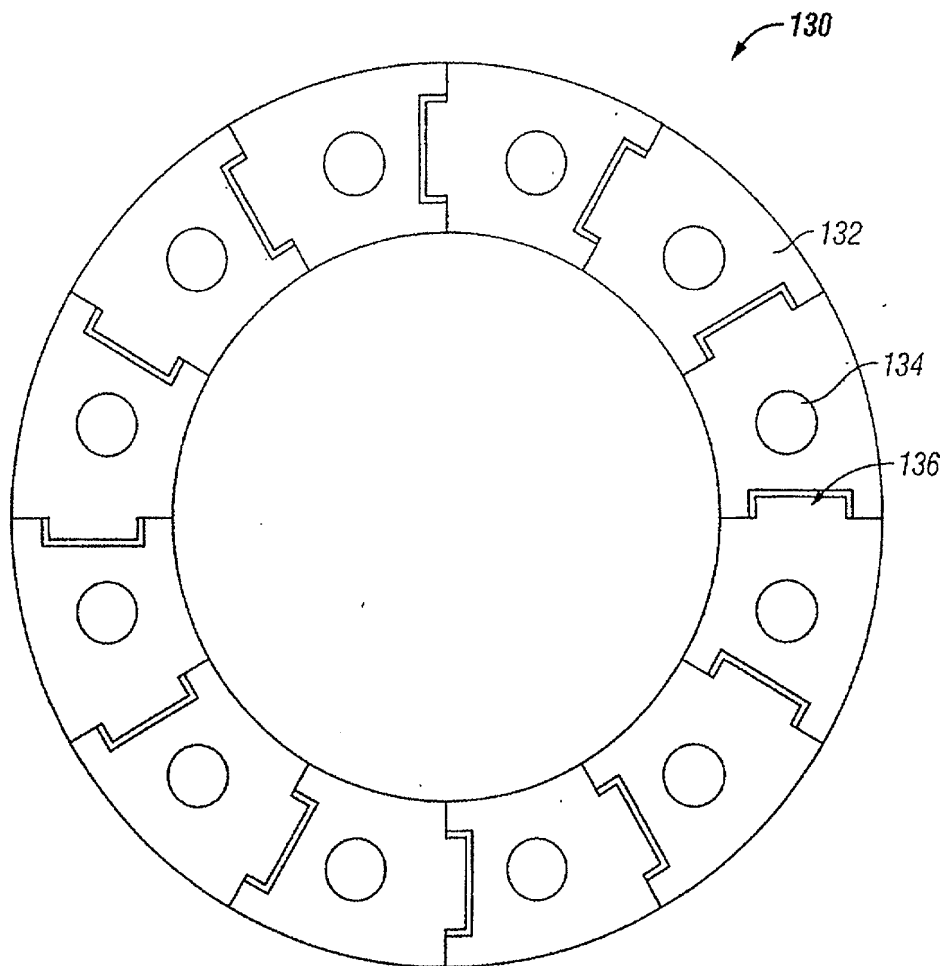
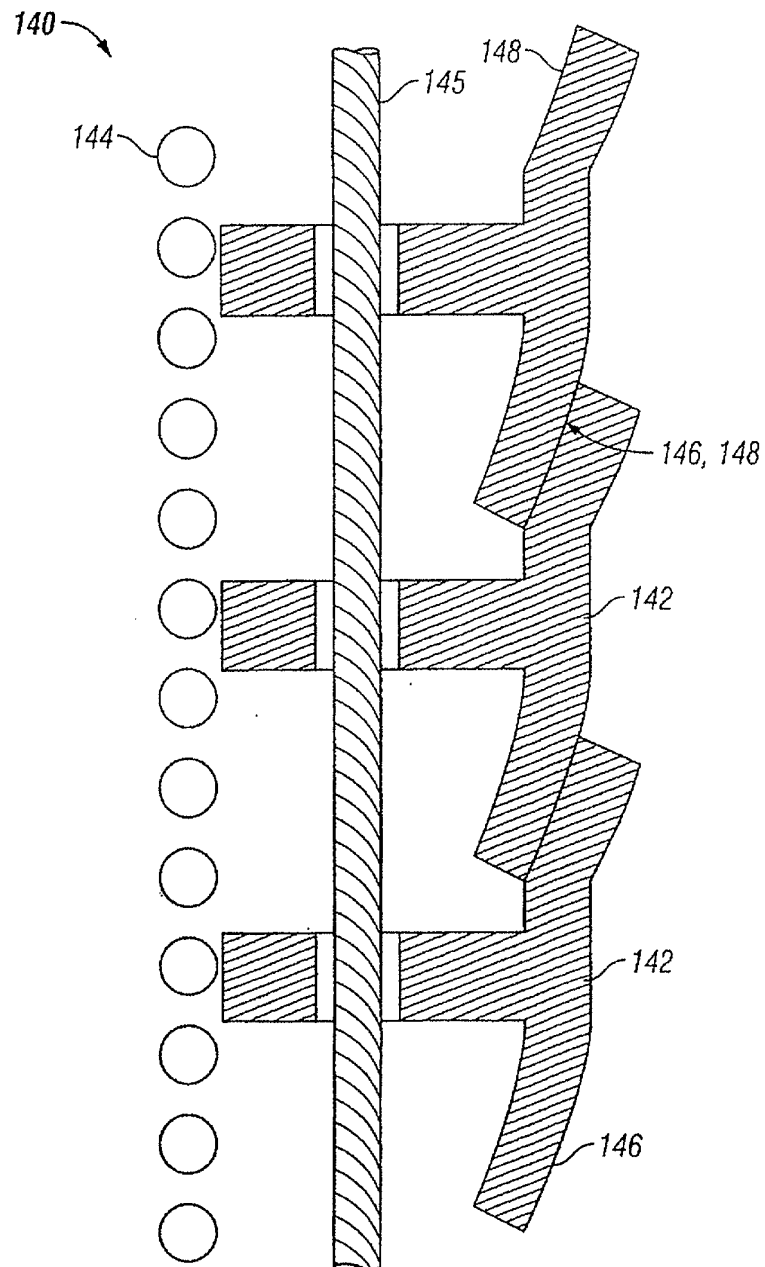


FIG. 13

7/15

**FIG. 14**

8/15

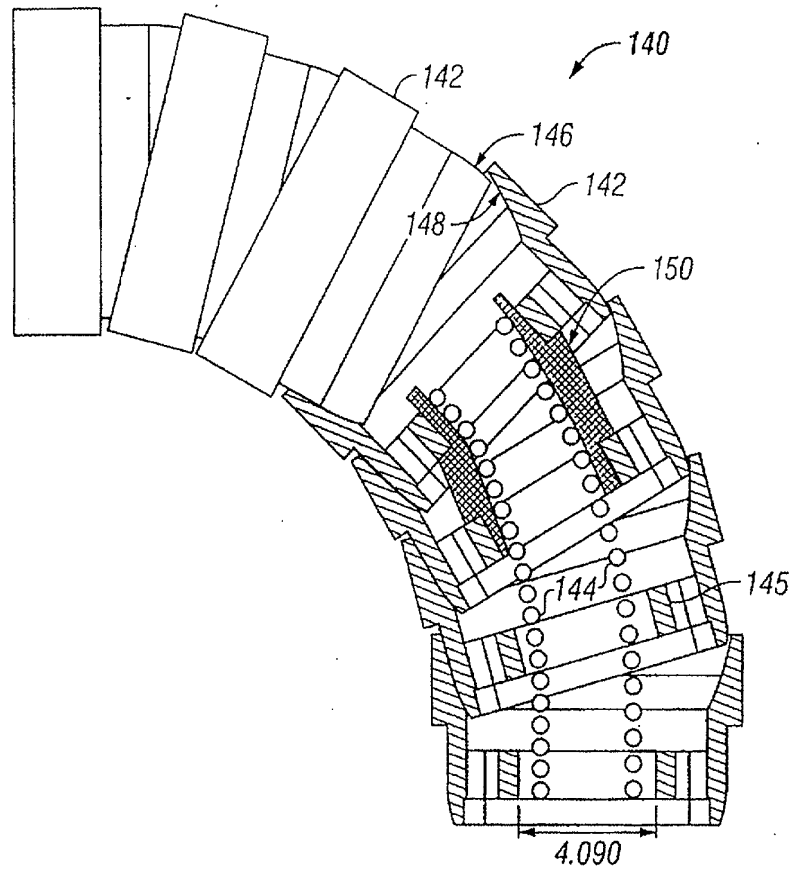


FIG. 15

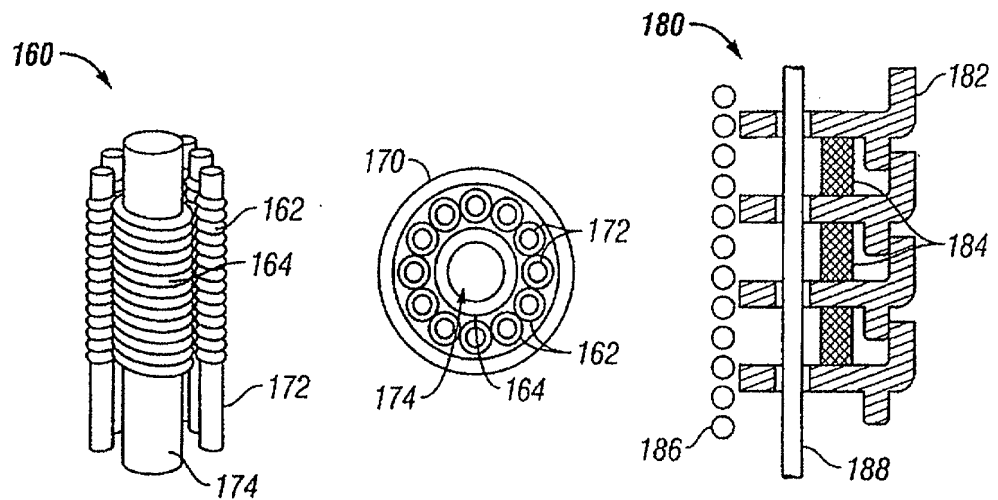


FIG. 16

FIG. 17

FIG. 18

9/15

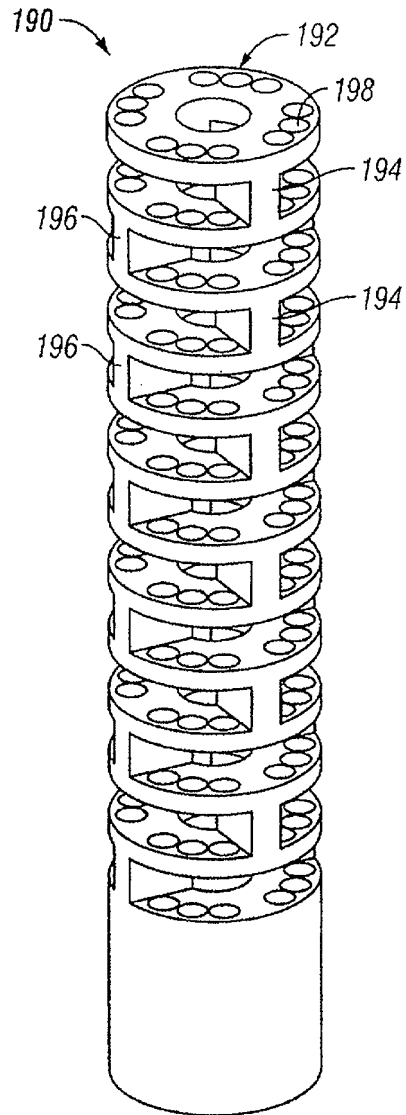


FIG. 19

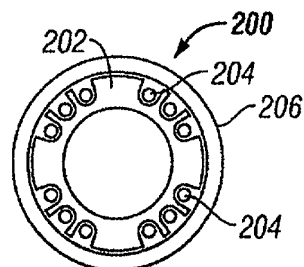


FIG. 20

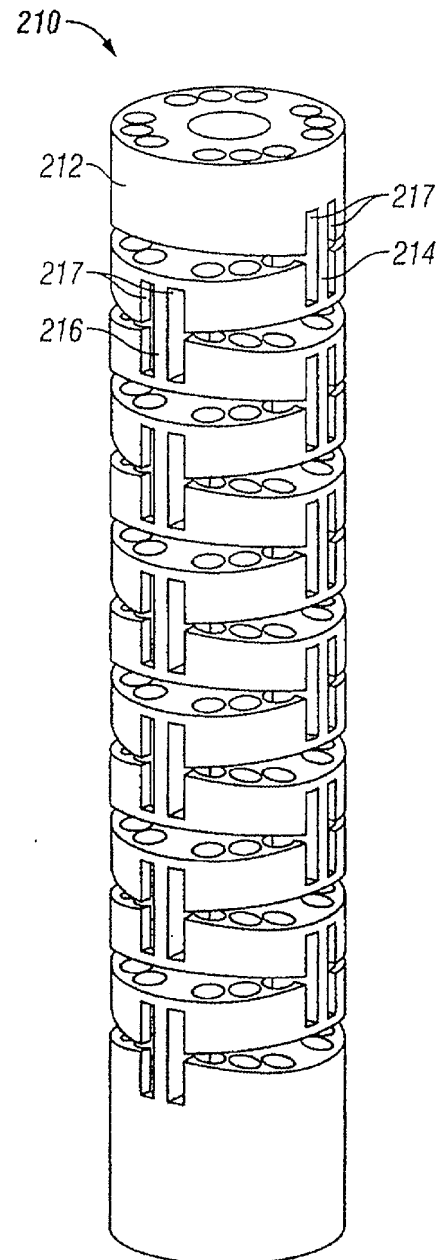


FIG. 21

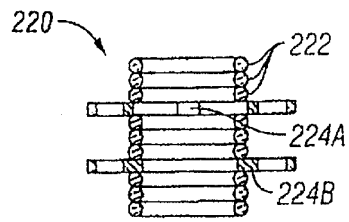


FIG. 22

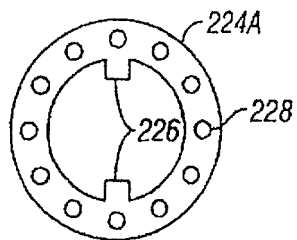


FIG. 23

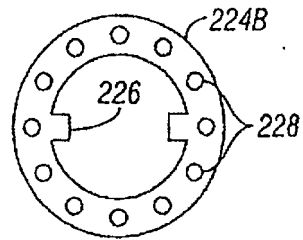


FIG. 24

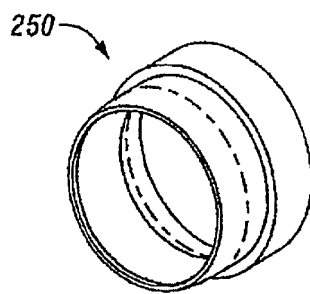


FIG. 25

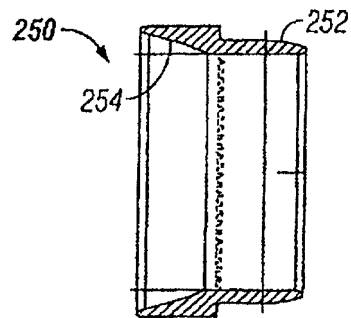


FIG. 26

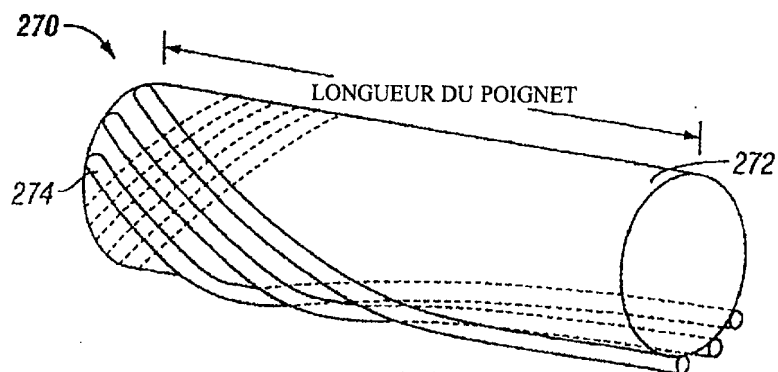


FIG. 27

11/15

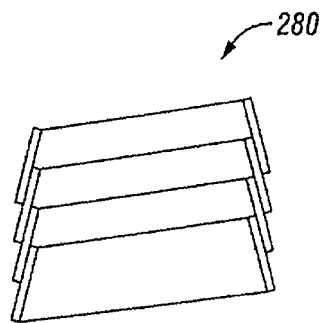


FIG. 28

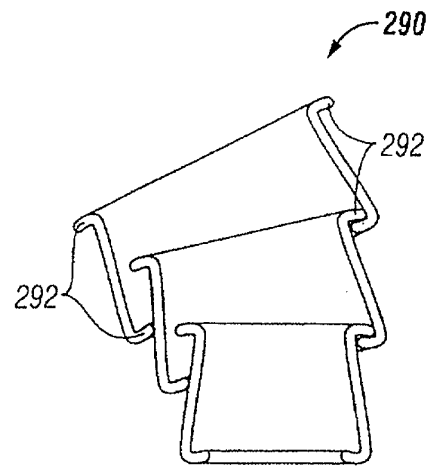


FIG. 29

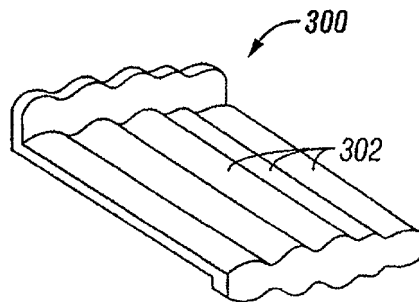
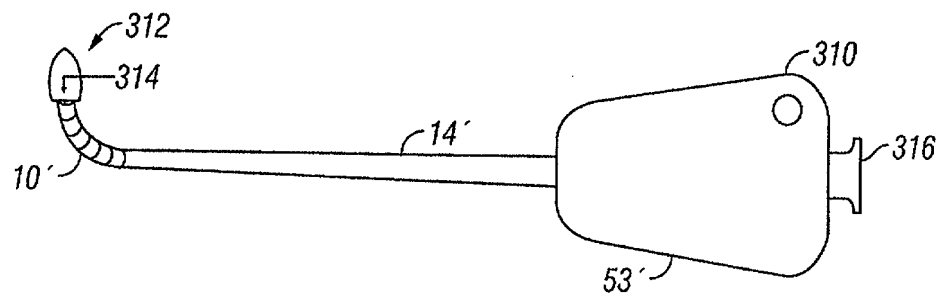
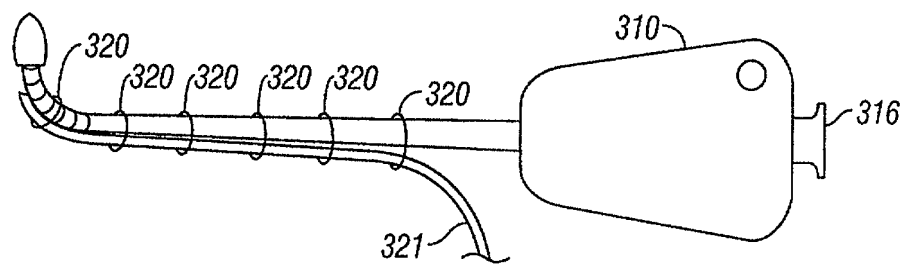


FIG. 30

12/15

**FIG. 31****FIG. 32**

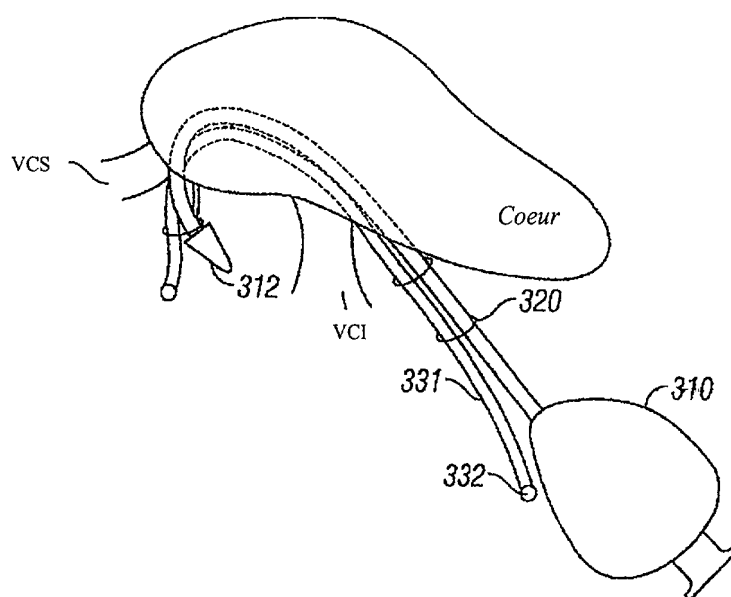


FIG. 33

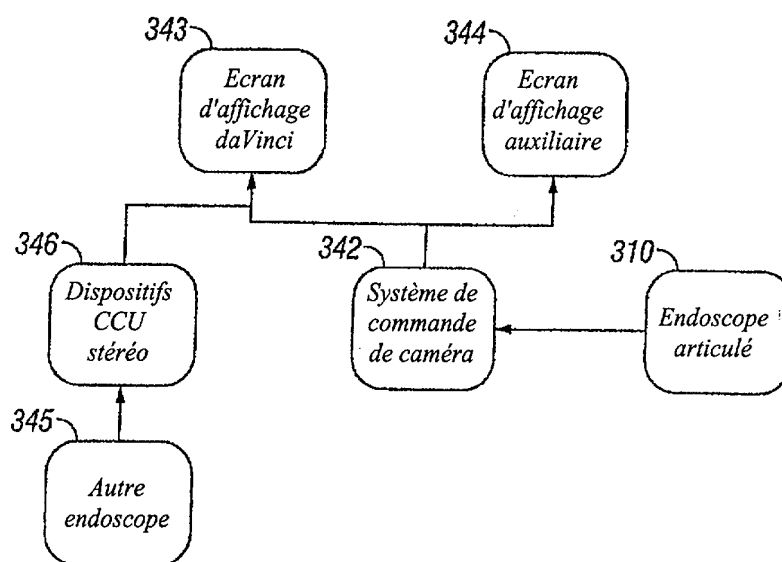


FIG. 34

14/15

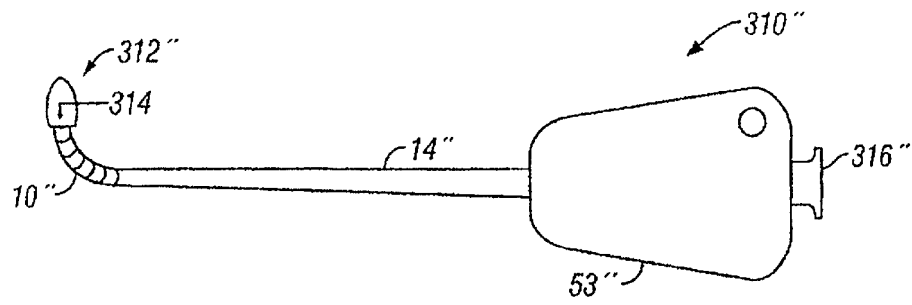


FIG. 35



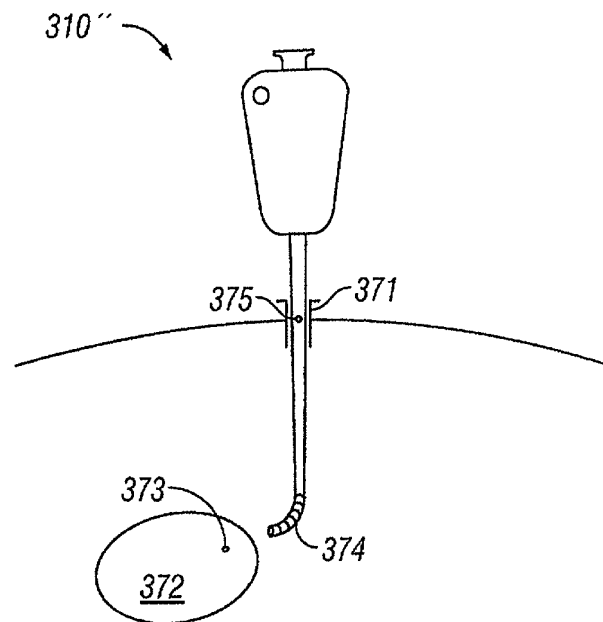
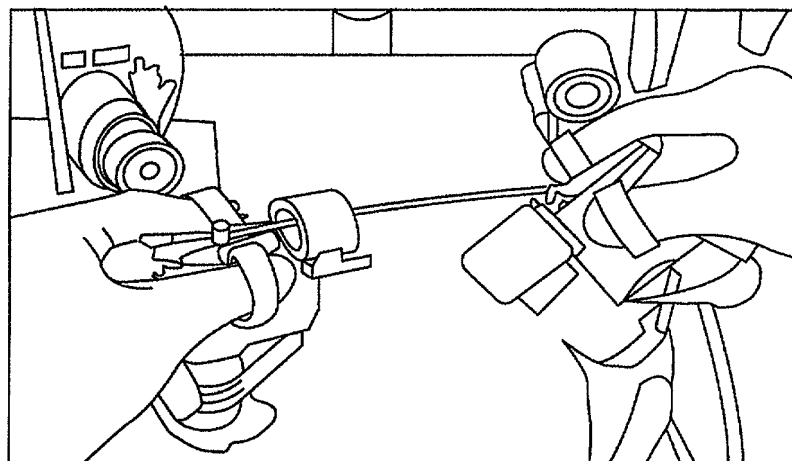
	Caméra de niveau		Caméra inclinée
Mouvement de l'instrument	Repère terrestre ↔	Repère caméra ↔	Repère terrestre ↔ Repère caméra ↑↓
Orientation de la caméra			
Mouvement du chirurgien	gauche-droite		gauche-droite

FIG. 36

15/15

**FIG. 37****FIG. 38**