



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103767660 B

(45) 授权公告日 2016. 02. 24

(21) 申请号 201410058533. 5

US 4732156 A, 1988. 03. 22,

(22) 申请日 2014. 02. 20

JP 特开 2009-172118 A, 2009. 08. 06,

(73) 专利权人 上海交通大学

审查员 胡琴明

地址 200240 上海市闵行区东川路 800 号

(72) 发明人 吴继刚 庞梓维

(74) 专利代理机构 上海光华专利事务所 31219

代理人 叶琦玲

(51) Int. Cl.

A61B 1/00(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2004-195057 A, 2004. 07. 15,

US 2011/0275890 A1, 2011. 11. 10,

CN 1593351 A, 2005. 03. 16,

CN 1586402 A, 2005. 03. 02,

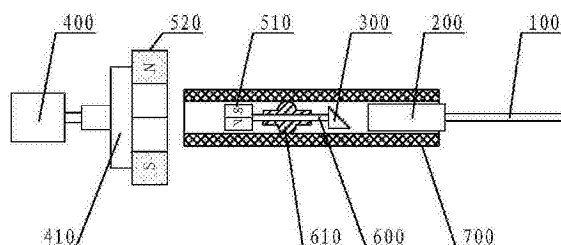
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

一种内窥镜

(57) 摘要

本发明提供一种内窥镜,包括连接光纤、自聚焦透镜、斜面反射镜以及马达,连接光纤连接自聚焦透镜尾部;斜面反射镜与自聚焦透镜相对,斜面反射镜后端与一旋转轴的一端固定,旋转轴另一端与一柱状磁铁一端固定,旋转轴的外侧设有一支撑套,柱状磁铁、旋转轴、斜面反射镜以及自聚焦透镜同轴,它们的外侧设有一透明套管,支撑套、自聚焦透镜均与透明套管固定;马达的动力输出端在圆周方向上均布有一对 S 极与 N 极相对的片状磁铁,马达的动力输出轴与旋转轴同轴,片状磁铁与柱状磁铁相邻。本发明灵活度高,透明套管外径可达 1mm 以下甚至于微米量级,使用范围广;可适用于 OCT 系统、光学扫描成像及扫描荧光成像、B 超等成像系统,用途非常广泛。



1. 一种内窥镜,包括连接光纤(100)、自聚焦透镜(200)、斜面反射镜(300)以及马达(400),所述连接光纤(100)的一端连接所述自聚焦透镜(200)的尾部;其特征在于,

所述斜面反射镜(300)与所述自聚焦透镜(200)相对,所述斜面反射镜(300)的后端与一旋转轴(600)的一端固定,所述旋转轴(600)的另一端与一径向充磁的柱状磁铁(510)的一端固定,所述柱状磁铁(510)、旋转轴(600)、斜面反射镜(300)以及自聚焦透镜(200)同轴;所述旋转轴(600)的外侧设有一支撑套(610),所述自聚焦透镜(200)、斜面反射镜(300)、旋转轴(600)、支撑套(610)以及柱状磁铁(510)的外侧设有一透明套管(700),所述支撑套(610)、自聚焦透镜(200)均与所述透明套管(700)固定;

所述马达(400)的动力输出端在圆周方向上均布有一对S极与N极相对的片状磁铁(520),所述马达(400)的动力输出轴与所述旋转轴(600)同轴,所述马达(400)的动力输出端在圆周方向上均布的一对片状磁铁(520)与所述柱状磁铁(510)相邻;所述一对S极与N极相对的片状磁铁(520)为一圆环形磁铁,所述圆环形磁铁与所述柱状磁铁(510)同轴,所述圆环形磁体的内径大于所述柱状磁铁(510)的外径;马达(400)设于透明套管(700)的外部。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于:所述马达(400)的动力输出端固定有一法兰(410),所述片状磁铁(520)与所述法兰(410)固定。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于:所述马达(400)为普通匀速电动机。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于:所述透明套管(700)为玻璃套管或塑料套管。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于:所述支撑套(610)为ABS管或金属管。

6. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于:所述斜面反射镜(300)为直角棱镜或柱状反射镜。

7. 根据权利要求1所述的内窥镜,其特征在于:所述连接光纤(100)为单模光纤。

一种内窥镜

技术领域

[0001] 本发明涉及成像技术领域,特别是涉及一种内窥镜。

背景技术

[0002] 如今,图像引导干预技术在手术和医疗过程中广泛运用,内窥技术在观察柱状器官,如人体血管、消化道时进行引导诊断、手术时非常有用。内窥技术可以分为两大类:非光学内窥和光学内窥。有两种非光学内窥技术值得关注:核磁共振内窥(endoscopic MRI)和超声内窥(endoscopic ultrasonography),但是这两种技术因为有分辨率低、信噪比差、设备昂贵使用不便的等问题,在实际运用中效率很低。于是近年来,光学成像技术,包括传统的内窥技术,荧光、共聚焦、多光子显微技术,以及相干光学层析成像(简称 OCT),因为能够提供更高的空间分辨率以及更好的灵敏度而饱受人们注意。特别地,基于低相关干涉仪的 OCT,可以地提供很高的轴向分辨率(如果使用超发光二极管 SLD 作为光源,分辨率可达 10-15 微米)。过去的十几年中, OCT 已经发展成十分重要的医疗诊断手段。

[0003] 相对容易实现高速和高分辨率的 OCT 系统已经促成许多科研小组实现基于 OCT 的内窥镜。内窥镜设计的重要指标有:扫描范围、视场、扫描速度和灵活度。而目前最主要的设计考虑是使 OCT 探头的直径最小化。现在的 OCT 探头,依据扫描方式,可以分为两类:前端成像(forward-imaging)和侧向成像(side-imaging),两种方法各有所长,因地制宜。在前端成像的设计中,光源从探头的前端发射出,并由前端接收反射信号。而侧向成像是目前更多使用的成像方法,广泛地运用于管状样本,在这种方法中光源从侧面发出并接收反射信号。

[0004] 侧向成像探头的设计一般包括一个连接到旋转装置上的柱状反射镜或棱镜,使得从光纤尖端所反射出来的光能够被反射,从探头的侧边窗口发射而出到达样本表面。因为工业上有可能将反射镜或棱镜的尺寸做到很小,于是如何在最小化尺寸的条件下实现旋转便成为设计的难点。

[0005] 如图 1、图 2 所示,现有技术中常用的侧向成像探针包括单模光纤 1、与所述单模光纤 1 输出端连接的自聚焦透镜 5、与自聚焦透镜 5 的光束输出端连接的直角棱镜 6,单模光纤 1 表面设有光纤护套 7,单模光纤 1、自聚焦透镜 5 及直角棱镜 6 的外侧设有护套 8,与直角棱镜 6 相对的护套部分设有一段透明窗 8a,单模光纤 1 的输入端安装有齿轮 2,该齿轮 2 与一马达 3 带动的齿轮 4 啮合,从而使马达 3 通过带动单模光纤 1 旋转最终带动直角棱镜 6 旋转,在此过程中,光源通过单模光纤 1 传输给自聚焦透镜 5,由自聚焦透镜 5 汇聚成光斑,再通过直角棱镜 6 反射到达样本表面,从而实现探针的侧向成像。这样的结构复杂,对机械精度和强度的要求较高,使得系统灵活度受到制约。

[0006] 如图 3 所示,现有技术中还有一种侧向成像探针,其采用微型马达 9,该微型马达 9 固定在探针的直角棱镜 6 的外端,仅用一根电线 10 连在外界用于供电和控制;而单模光纤 1 则与自聚焦透镜 5 相连,自聚焦透镜 5 与直角棱镜 6 不连接;这种结构因其设计更为简洁、灵活而受到欢迎。但是,因为微型马达 9 设于护套 8 的内部,微型马达 9 的尺寸是直接

制约护套 8 外径即探针直径大小的因素,从而探针直径的大小往往和微机电(即 MEMS)技术相关。根据目前的 MEMS 技术,探针的直径一般在 2mm 以上,很难做到 1mm 以下甚至于微米量级,这也极大地限制了内窥镜的使用范围。

发明内容

[0007] 鉴于以上所述现有技术的缺点,本发明要解决的技术问题在于提供一种灵活度高、不受 MEMS 技术的制约、尺寸小的内窥镜,以克服现有技术的上述缺陷。

[0008] 为了解决上述技术问题,本发明提供一种内窥镜,包括连接光纤、自聚焦透镜、斜面反射镜以及马达,所述连接光纤的一端连接所述自聚焦透镜的尾部;

[0009] 所述斜面反射镜与所述自聚焦透镜相对,所述斜面反射镜的后端与一旋转轴的一端固定,所述旋转轴的另一端与一径向充磁的柱状磁铁的一端固定,所述柱状磁铁、旋转轴、斜面反射镜以及自聚焦透镜同轴;所述旋转轴的外侧设有一支撑套,所述自聚焦透镜、斜面反射镜、旋转轴、支撑套以及柱状磁铁的外侧设有一透明套管,所述支撑套、自聚焦透镜均与所述透明套管固定;

[0010] 所述马达的动力输出端在圆周方向上均布有一对 S 极与 N 极相对的片状磁铁,所述马达的动力输出轴与所述旋转轴同轴,所述马达的动力输出端在圆周方向上均布的一对片状磁铁与所述柱状磁铁相邻。

[0011] 优选地,所述一对 S 极与 N 极相对的片状磁铁为一圆环形磁铁,所述圆环形磁铁与所述柱状磁铁同轴,所述圆环形磁体的内径大于所述柱状磁铁的外径。

[0012] 优选地,所述马达的动力输出端固定有一法兰,所述片状磁铁与所述法兰固定。

[0013] 优选地,所述马达为普通匀速电动机。

[0014] 优选地,所述透明套管为玻璃套管或塑料套管。

[0015] 优选地,所述支撑套为 ABS 管或金属管。

[0016] 优选地,所述斜面反射镜为直角棱镜或柱状反射镜。

[0017] 优选地,所述连接光纤为单模光纤。

[0018] 如上所述,本发明的一种内窥镜,具有以下有益效果:

[0019] 1、将透明套管及其内部各零部件组成的探头部分设于要观测的样本内部,而马达及其驱动的片状磁铁则设于要观测的样本外部,利用片状磁铁形成的强磁场即可驱动设于样本内部的柱状磁铁旋转,从而带动斜面反射镜旋转,实现样本内部的侧向成像;所以本发明的透明套管部分的直径即探头的外径不受 MEMS 技术的制约,可以设计到 1mm 以下甚至于微米量级,从而使用范围广;本发明的马达与斜面反射镜之间不存在连接关系,所以本发明的灵活度高。

[0020] 2、本发明不但适用于 OCT 系统,还可以推广应用到光学扫描成像及扫描荧光成像、B 超等成像系统,用途非常广泛。

附图说明

[0021] 图 1 显示为现有技术中常用的侧向成像内窥镜的驱动机构的结构示意图。

[0022] 图 2 显示为现有技术中常用的侧向成像内窥镜的探头部分的结构示意图。

[0023] 图 3 显示为现有技术中另一种侧向成像内窥镜的结构示意图。

[0024] 图 4 显示为利用本发明的内窥镜的结构示意图。

[0025] 图 5 显示为所述圆环形磁铁的结构示意图。

[0026] 图 6 显示为所述柱状磁铁的结构示意图。

[0027] 元件标号说明

[0028]	1 单模光纤	2 齿轮
[0029]	3 马达	4 齿轮
[0030]	5 自聚焦透镜	6 直角棱镜
[0031]	7 光纤护套	8 护套
[0032]	8a 透明窗	9 微型马达
[0033]	100 连接光纤	200 自聚焦透镜
[0034]	300 斜面反射镜	400 马达
[0035]	410 法兰	510 柱状磁铁
[0036]	520 片状磁铁	600 旋转轴
[0037]	610 支撑套	700 透明套管

具体实施方式

[0038] 以下由特定的具体实施例说明本发明的实施方式,熟悉此技术的人士可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点及功效。

[0039] 请参阅图 4 至图 6。须知,本说明书所附图式所绘示的结构、比例、大小等,均仅用以配合说明书所揭示的内容,以供熟悉此技术的人士了解与阅读,并非用以限定本发明可实施的限定条件,故不具技术上的实质意义,任何结构的修饰、比例关系的改变或大小的调整,在不影响本发明所能产生的功效及所能达成的目的下,均应仍落在本发明所揭示的技术内容得能涵盖的范围内。同时,本说明书中所引用的如“上”、“下”、“左”、“右”、“中间”及“一”等的用语,亦仅为便于叙述的明了,而非用以限定本发明可实施的范围,其相对关系的改变或调整,在无实质变更技术内容下,当亦视为本发明可实施的范畴。

[0040] 鉴于现有技术中常用的侧向成像内窥镜的探头在直径设计的较小时,驱动斜面反射镜旋转的马达设于探头外部,内窥镜结构复杂,对结构的机械精度和强度要求高,导致系统的灵活度受到制约;而在系统灵活性好时,驱动斜面反射镜旋转的微型马达要设于探头内部,从而探头的直径又受到 MEMS 技术的制约,探头直径往往在 2mm 以上,极大地限制内窥镜的使用范围。本发明的发明人通过采用磁感应技术,设计出一种系统灵活性好、且探头直径可以达到 1mm 以下甚至微米量级、从而使用范围广的内窥镜。

[0041] 以下将通过具体实施例来对本发明的内窥镜进行详细说明。

[0042] 如图 4 所示,一种内窥镜,包括连接光纤 100、自聚焦透镜 200、斜面反射镜 300 以及马达 400,所述连接光纤 100 的一端连接所述自聚焦透镜 200 的尾部。

[0043] 其中,所述斜面反射镜 300 与所述自聚焦透镜 200 相对,所述斜面反射镜 300 的后端与一旋转轴 600 的一端固定,如图 6 所示,所述旋转轴 600 的另一端与一径向充磁的柱状磁铁 510 的一端固定,所述柱状磁铁 510、旋转轴 600、斜面反射镜 300 以及自聚焦透镜 200 同轴;所述旋转轴 600 的外侧设有一支撑套 610,所述自聚焦透镜 200、斜面反射镜 300、旋转轴 600、支撑套 610 以及柱状磁铁 510 的外侧设有一透明套管 700,所述支撑套 610、自聚

焦透镜 200 均与所述透明套管 700 固定。

[0044] 所述马达 400 的动力输出端在圆周方向上均布有一对 S 极与 N 极相对的片状磁铁 520, 所述马达 400 的动力输出端在圆周方向上均布的一对片状磁铁 520 与所述柱状磁铁 510 相邻。如图 5 所示, 所述一对 S 极与 N 极相对的片状磁铁 520 优选为一圆环形磁铁, 则所述圆环形磁铁应与所述柱状磁铁 510 同轴, 因所述圆环形磁铁与所述马达 400 的动力输出轴也应同轴, 故所述马达 400 的动力输出轴与所述旋转轴 600 同轴。

[0045] 为了使所述一对片状磁铁 520 能够可靠的带动所述柱状磁铁 510 旋转, 所述圆环形磁体的内径优选地设计为大于所述柱状磁铁 510 的外径。而马达 400 的动力输出端的直径一般较小, 为了满足装配的需要, 所述马达 400 的动力输出端可固定一法兰 410, 则所述片状磁铁 520 与所述法兰 410 固定。

[0046] 如图 5、图 6 所示, 本发明的所述柱状磁铁 510 的 S 极和 N 极各占一半, 即所述柱状磁铁 510 的 S 极对应 180° 的圆心角, 所述柱状磁铁 510 的 N 极也对应 180° 的圆心角。所述圆环形磁铁的 S 极和 N 极也分别对应 180° 的圆心角。这样的结构使所述柱状磁铁 510 的 S 极和 N 极在所述圆环形磁铁磁场的作用下, 能够可靠地分别与所述圆环形磁铁的 N 极和 S 极相对, 使马达 400 带动所述圆环形磁铁旋转时, 所述柱状磁铁 510 能够稳定可靠地随着所述圆环形磁铁同步旋转。

[0047] 因为本发明的马达 400 设于透明套管 700 的外部, 所以马达 400 的体积不受限制, 从采购的便利性及经济性考虑, 本发明的马达 400 优选为普通匀速电动机。

[0048] 本发明的透明套管 700 是为了实现斜面反射镜 300 在样本内部的侧向成像, 且用来固定支撑套 610 和自聚焦透镜 200, 因此所述透明套管 700 可优选为玻璃套管或塑料套管。

[0049] 因为支撑套 610 的主要作用是实现旋转轴 600 的径向定位和周向定位, 所以支撑套 610 可采用 ABS 管或金属管。

[0050] 本发明的斜面反射镜 300 的作用是将连接光纤 100 传输到自聚焦透镜 200 的光束反射到样本内壁, 所述本发明的所述斜面反射镜 300 可以为常用的直角棱镜或柱状反射镜。

[0051] 与多模光纤相比, 单模光纤虽然只能传输一种模式的光束, 但单模光纤的模间色散很小, 适用于远程的光纤传输, 因此本发明的所述连接光纤 100 优选为单模光纤。

[0052] 本发明的内窥镜的使用方法是: 在采集图像时, 将透明套管 700 及透明套管 700 内的各零部件组成的探头由柱状磁铁 510 所在的一端放入样本内部(样本可以是生物样本比如: 血管、呼吸道等, 也可以是工程样本比如: 试管、金属毛细管等肉眼难以直接观测的地方), 将连接光纤 100 的另一端连接光源, 使光源的光束经连接光纤 100 传输给自聚焦透镜 200, 在照射在斜面反射镜 300 上, 由反射镜 300 经光束反射到样本内壁。之后, 按本发明所述的位置关系在样本的外部放置马达 400, 使马达 400 的动力输出端的一对片状磁铁 520 与所述柱状磁铁 510 相邻。然后, 启动马达 400, 则马达 400 的动力输出端带动所述片状磁铁 520 旋转, 样本内部的柱状磁铁 510 在片状磁铁 520 的磁场的作用下, 带动旋转轴 600 旋转, 旋转轴 600 又带动斜面反射镜 300 旋转, 从而使斜面反射镜 300 侧向采集 360° 度的样本内壁的图像信号。

[0053] 本发明将透明套管 700 及其内部各零部件组成的探头部分设于要观测的样本内

部,而马达 400 及其驱动的片状磁铁 520 则设于要观测的样本外部,利用片状磁铁 520 形成的强磁场即可驱动设于样本内部的柱状磁铁 510 旋转,从而带动斜面反射镜 300 旋转,实现样本内部的侧向成像;所以本发明的透明套管 700 部分的直径不受 MEMS 技术的制约,可以设计到 1mm 以下甚至于微米量级,从而使用范围广;本发明的马达 400 与斜面反射镜之间 300 不存在连接关系,所以本发明的灵活度高。

[0054] 本发明不但适用于 OCT 系统,还可以推广应用到 B 超、CT 甚至普通照相等成像系统,用途非常广泛。

[0055] OCT 系统的工作原理是:相干宽带光源(即 Broad bandwidth source)从光源设备发出后,经过光纤分光设备(即 fiber-optic beam splitter)分出两束同样的光,一束照射在样本上并反射(这部分结构叫做样本臂),一束照射在反射镜上并反射(这部分结构叫做参照臂),两束反射的光再次通过分光设备,并在分光设备的另一端口重合,发生干涉。当样本臂光束和参照臂光束长度差在相干长度以内,在光谱仪或光探测器(即 detector)处可以获得干涉图样,经过处理可以获得该处的样本图像。当本发明应用于 OCT 系统时,本发明的探头即所述样本臂,本发明的连接光纤 100 的另一端连接的光源即光纤分光设备。

[0056] 综上所述,本发明的内窥镜灵活度高,内窥镜的探头外径不受 MEMS 技术制约,探头外径可以设计到 1mm 以下甚至于微米量级,从而使用范围广。本发明不但适用于 OCT 系统,还可以推广应用到光学扫描成像及扫描荧光成像、B 超等成像系统,用途非常广泛。所以,本发明有效克服了现有技术中的种种缺点而具高度产业利用价值。

[0057] 上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效,而非用于限制本发明。任何熟悉此技术的人士皆可在不违背本发明的精神及范畴下,对上述实施例进行修饰或改变。因此,举凡所属技术领域中具有通常知识者在未脱离本发明所揭示的精神与技术思想下所完成的一切等效修饰或改变,仍应由本发明的权利要求所涵盖。

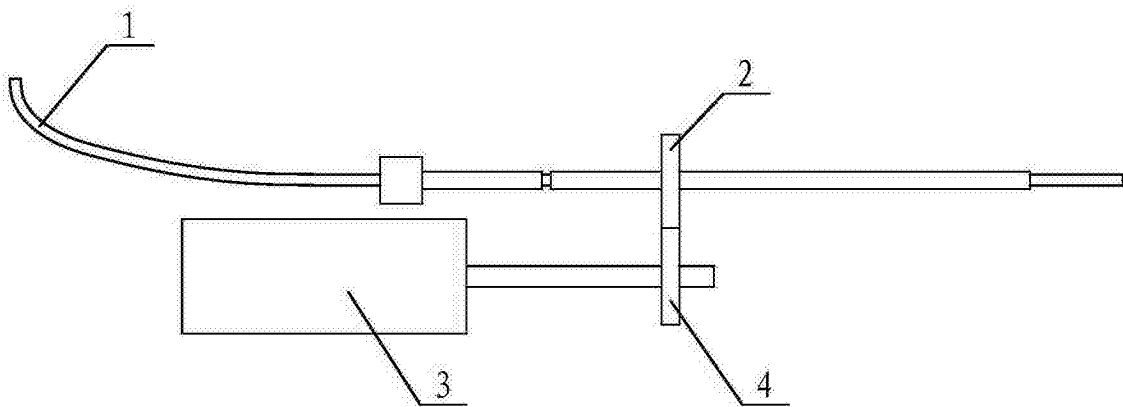


图 1

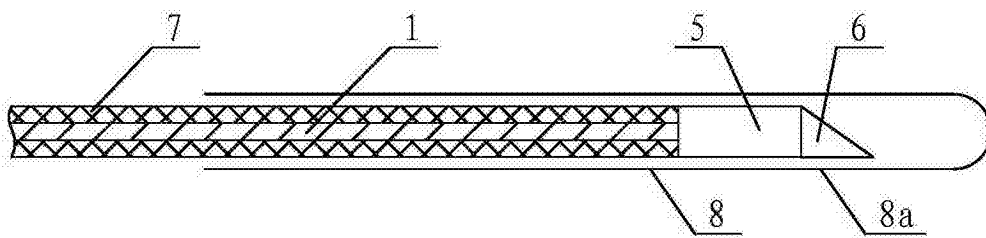


图 2

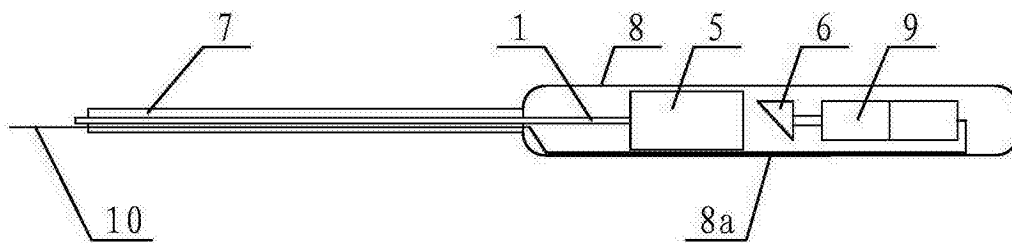


图 3

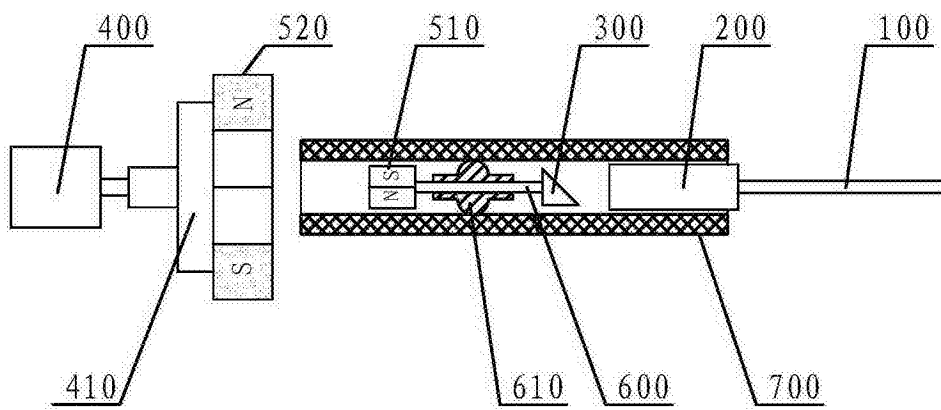


图 4

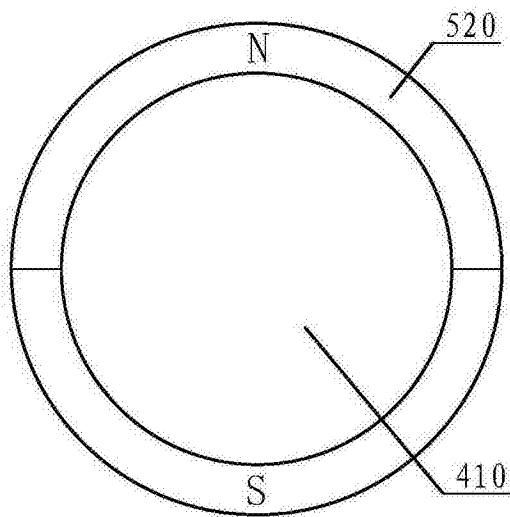


图 5

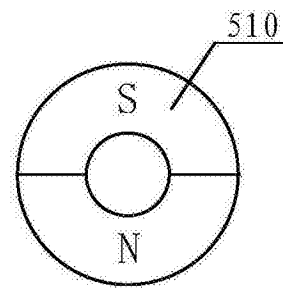


图 6

专利名称(译)	一种内窥镜		
公开(公告)号	CN103767660B	公开(公告)日	2016-02-24
申请号	CN201410058533.5	申请日	2014-02-20
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	吴继刚 庞梓维		
发明人	吴继刚 庞梓维		
IPC分类号	A61B1/00		
其他公开文献	CN103767660A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种内窥镜，包括连接光纤、自聚焦透镜、斜面反射镜以及马达，连接光纤连接自聚焦透镜尾部；斜面反射镜与自聚焦透镜相对，斜面反射镜后端与一旋转轴的一端固定，旋转轴另一端与一柱状磁铁一端固定，旋转轴的外侧设有一支撑套，柱状磁铁、旋转轴、斜面反射镜以及自聚焦透镜同轴，它们的外侧设有一透明套管，支撑套、自聚焦透镜均与透明套管固定；马达的动力输出端在圆周方向上均布有一对S极与N极相对的片状磁铁，马达的动力输出轴与旋转轴同轴，片状磁铁与柱状磁铁相邻。本发明灵活度高，透明套管外径可达1mm以下甚至于微米量级，使用范围广；可适用于OCT系统、光学扫描成像及扫描荧光成像、B超等成像系统，用途非常广泛。

