



[12] 实用新型专利说明书

[21] ZL 专利号 200420052326.0

[45] 授权公告日 2005 年 7 月 6 日

[11] 授权公告号 CN 2707202Y

[22] 申请日 2004.7.15

[21] 申请号 200420052326.0

[73] 专利权人 青岛万地电子科技有限公司

地址 266061 山东省青岛市崂山区苗岭路 6 号

[72] 设计人 李学玉 李南生

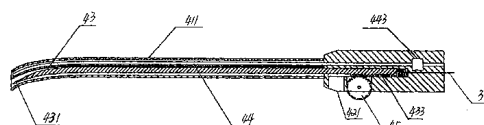
[74] 专利代理机构 青岛联智专利商标事务所有限
公司
代理人 陈 磊

权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 3 页

[54] 实用新型名称 体内摄像射频治疗刀

[57] 摘要

本实用新型所述的体内摄像射频治疗刀，具有体内摄像显示的内部可视机构，清晰地显示出患者病灶及其周围组织的实现情况，从而提供给手术医生直观的影像、保证医生准确掌握射频刀推进距离、方向和角度，实现射频治疗的高命中率和避免误操作，最大限度地保证对病变组织、肌瘤的彻底清除。所述的体内摄像射频治疗刀，主要设置有一刀柄；其后端与刀柄连接、尾部连有射频电线、其前端带有刀头的射频刀体；以及为实现本实用新型目的而增设的、与所述射频刀体并列设置的体内可视机构。



1、 一种体内摄像射频治疗刀，设置有一刀柄，

其后端与刀柄连接、尾部连有射频电线、其前端带有刀头的射频刀体；

其特征在于：所述的体内摄像射频治疗刀，还包括有与所述射频刀体并列设置的体内可视机构；

所述的体内可视机构，主要包括有后端与刀柄连接的可视机构鞘管、以及主要设置在可视机构鞘管内部的内窥镜。

2、 根据权利要求1所述的体内摄像射频治疗刀，其特征在于：所述的内窥镜，主要由传像束、传光束和摄像镜头组成。

3、 根据权利要求2所述的体内摄像射频治疗刀，其特征在于：在所述可视机构鞘管的前端设置有一透视镜片。

4、 根据权利要求1或3所述的体内摄像射频治疗刀，其特征在于：在所述射频刀体外部套设一刀体鞘管，并与可视机构鞘管组合成所述体内摄像射频治疗刀的双层鞘管结构。

5、 根据权利要求4所述的体内摄像射频治疗刀，其特征在于：所述的体内摄像射频治疗刀设置有主体设在刀柄内部、而在刀柄外部留有操作部的一推进机构；

所述的射频刀体设置在刀体鞘管和刀柄内部，其后端连有射频电线，其后端还与推进机构相啮合。

6、 根据权利要求5所述的体内摄像射频治疗刀，其特征在于：所述的推进机构是在刀柄内部轴接一外齿齿轮，而部分齿轮显露在刀柄外部；

在所述射频刀体的后端设置有与推进机构齿轮啮合的齿条。

7、 根据权利要求6所述的体内摄像射频治疗刀，其特征在于：所述的刀体鞘管是由塑料或橡胶等绝缘材料制成的单层鞘管、或是采用外部附合一层绝缘层而内层是金属鞘管的复合结构。

8、 根据权利要求7所述的体内摄像射频治疗刀，其特征在于：在所述射频刀体的后端设置有可显示的刻度，在刀柄上设置一刻度视

窗。

9、 根据权利要求7所述的体内摄像射频治疗刀,其特征在于:
在所述推进机构外露在刀柄外部的部位上设置有可显示的刻度。

10、 根据权利要求7所述的体内摄像射频治疗刀,其特征在于:
所述射频刀体前端设置有尖锐型刀头、或是具有圆弧形端面的刀头。

体内摄像射频治疗刀

技术领域

本实用新型涉及一种可在患者体内直接摄像显示的新型射频治疗刀。

背景技术

随着日常生活水平的提高，由于不正确的饮食和起居习惯而导致如宫颈糜烂、息肉、粘膜下子宫肌瘤和功血等妇科疾病的发病机率的提高，目前此类疾病的治疗通常是使用各种射频治疗仪。

现有的妇科射频治疗刀，如公开以下内容的在先专利，专利号为99115761，一种妇科射频治疗仪，其方案是配置有开关稳压电源及射频信号发生输出电路、以及射频电刀和极板，射频电刀分为刀柄和刀头。上述专利的射频电刀的刀头和刀柄的连接方式是锥度配合。

上述方案的射频治疗仪，在针对病灶部位的射频治疗或刮宫处理时配备有B超等显示仪器，以借助B超监视来确定肌瘤所处的部位和子宫腔的内部位置关系。但其局限性是较为明显的，外部B超显示的二维图像较为模糊、图像质量并不能满足使用射频电刀进行切除和刮宫手术。当息肉、粘膜下子宫肌瘤或功血体积较小或是位于患者子宫深处时，仅凭B超显示病灶部位来控制刀头推进的距离或方向，则显得较为盲目、易于偏离病灶和降低射频治疗命中率，从而限制对病变组织和肌瘤的彻底清除。

另外一方面，上述射频治疗仪的刀头是外在固定式的。由于需对病灶部位进行一定时间的射频，如针对宫颈糜烂灶需采用尖锐型刀头、如对功能失调性子宫出血治疗需用刮宫处理的弧形端面刀头。上述病灶部位大多集中在宫颈或子宫内部，现有的射频治疗刀在放入病灶区域过程中，其刀头会划伤或扎破患者的内部组织。虽然目前临床治疗时，可以采用钳夹等扩张器来扩张宫颈，但是扩张效果有限、而且无法解决当病灶位于子宫内部深处的情况，更为重要的是如此操作会额外增加患者的痛苦和不适感、延长手术时间和增加操作人手。

实用新型内容

本实用新型所述的体内摄像射频治疗刀，针对上述问题和不足而提供

具有体内摄像显示的内部可视机构，清晰地显示出患者病灶及其周围组织的实现情况，从而提供给手术医生直观的三维影像、保证医生准确掌握射频刀推进距离空间位置，实现射频治疗的高命中率和避免误操作，最大限度地保证对病变组织、肌瘤的彻底清除。

本实用新型的另一目的是实现射频刀刀头的可伸缩操作，即实现射频治疗刀刀头可选择地隐藏在鞘管内部，从而在将射频治疗刀推进至病灶部位的过程中，充分地保护患者内部组织、减少使用或是不使用扩张器，减少患者的痛苦和不适感、提高手术质量。

本实用新型所述的体内摄像射频治疗刀，主要设置有

一刀柄；

其后端与刀柄连接、尾部连有射频电线、其前端带有刀头的射频刀体；

以及为实现本实用新型目的而增设的、与所述射频刀体并列设置的体内可

视机构。

所述的体内可视机构主要设置有，其后端与刀柄连接、可起到外层保护作用的可视机构鞘管，以及设置在可视机构鞘管内部的内窥镜。

所述的内窥镜，主要由传像束、传光束和摄像镜头组成。其中，摄像镜头可以采用如 CCD 或 CMOS 等装置。

通过内窥镜所获得的图像信号，经由所述刀柄尾部连接的光缆传输至外部显示器上，可以完成患者内部病灶部位的成像、并以此为基础对操作部位进行观察并确定射频刀刀头的推进距离和空间位置。

基于获取高质量图像信号的需求、即保证取得摄像镜头合适的焦距，同时为防止患者体内的异物进入到可视机构鞘管的内部，在可视机构鞘管的前端、也就是传像束和传光束的前方设置有一透视镜片，从而将可视机构鞘管完全封闭起来。

为实现所述射频刀刀头的可伸缩操作，本实用新型进一步的设计是在现有的射频刀体外部套设一刀体鞘管，从而与可视机构鞘管形成双层鞘管结构，所述的射频刀刀头可以有选择地伸出刀体鞘管以外、或是缩回至刀体鞘管内部。

在射频治疗时需在患者腰骶部放置电极板，另外射频刀体本身通有射频电流，因此所述的刀体鞘管必须具有绝缘性能。可以采用塑料或橡胶等

绝缘材料制成的单层鞘管、或是采用外部附合一层绝缘层而内层是金属鞘管的复合结构。

所述的射频刀体，设置在刀柄和刀体鞘管内部，其尾部连有射频电线、其后端与一推进机构相连接。

所述的推进机构，其主体设置在刀柄内部，其操作部外露在刀柄以外，通过推动其操作部可带动其主体、并最终连动刀体的后端向前、或是向后移动。通过所述的推进机构，可将刀头从外部鞘管中推出，则外露的刀头即可进行局部射频或是刮宫操作；当手术完毕而需将射频治疗刀抽出时，仍可通过刀柄内部的推进机构将刀头重新抽回到外部鞘管内部，从而在外部鞘管的包裹下对内部组织无任何损伤的前提下将刀头抽离患者身体内部。

所述的推进机构，可以采用一外齿齿轮结构，部分齿轮轮廓外露在刀柄外部；相应地是所述射频刀体的后端具有齿条结构，两者相互啮合，从而实现推进机构推动射频刀体向前或向后移动。

为配合本实用新型所述体内可视机构对于患者内部病灶部位的清晰成像、以及使用推进机构来推进射频刀刀头、更准确地控制刀头推进的距离，从而直达病灶、提高射频治疗点的命中率并有效保护病灶周围的良性组织，本实用新型还在刀柄设置有可显示的刻度。

在射频刀体的后端、也就是与推进机构连接的邻近部位，或者是在推进机构外露在刀柄外部的部位上设置有可显示的刻度。

所述的刻度可以设置在推进机构齿轮外圆围上，则通过齿轮上的刻度来直接反映与齿轮啮合的刀体向前或向后的推进距离。

也可以是，将所述的刻度设置在射频刀体后端，同时在刀柄上设置一视窗，通过该视窗可以观察到伴随刀体向前或向后推进时的刻度变化。

综上所述，本实用新型所述的体内摄像射频治疗刀具有以下优点：

- 1、应用所述的体内可视机构，可以清晰地显示出患者病灶及其周围组织的实际情况，从而提供给手术医生直观的三维影像、保证医生准确掌握射频刀推进距离、空间位置，实现射频治疗的高命中率和避免误操作，最大限度地保证对病变组织、肌瘤的彻底清除。
- 2、射频治疗刀的刀头可有选择地隐藏在鞘管内部，因而刀头可以制做成较为尖锐或锋利端面的结构形状，而无损伤患者内部组织的隐患。

- 3、 在手术过程中,可以最少量地使用或是不使用扩张器,从而减少患者的痛苦和不适感、缩短手术时间;
- 4、 设计有的推进机构和可视刻度,可以配合显示仪器更为准确地使用所述的射频治疗刀、有效的提高射频命中率和保护病灶周围的良性组织细胞、提高手术质量。

附图说明

图 1 是所述体内摄像射频治疗刀配合使用的结构示意图;

图 2 是所述体内摄像射频治疗刀的结构示意图;

图 3 是图 2 中的 B-B 向剖面示意图;

图 4 是图 2 中的 A-A 向剖面示意图;

图 5 是图 2 中的 A-A 向剖面的另一实施例示意图。

如图 1-图 5 所示具有的结构是,外部显示器 1,控制主机 2,射频电源线 3、体内摄像射频治疗刀 4。其中,

体内摄像射频治疗刀 4 具有,双层鞘管 41,刀柄 42,射频刀体 43,体内可视机构 44,推进机构齿轮 45。

双层鞘管 41 分为可视机构鞘管 411、刀体鞘管 412。

体内可视机构 44 的内窥镜包括有,传像束 441、传光束 442、摄像镜头 443 和透视镜片 444。

刀柄 42,具有刻度视窗 421。

射频刀体 43,具有尖锐型刀头 431、环型刀头 432、齿条 433、刻度 434。

具体实施方式

实施例 1,如图 1 至图 4 所示,所述的体内摄像射频治疗刀 4,通过射频电源线 3 分别与外部显示器 1,控制主机 2 相连接。

控制主机 2 还设置有开关稳压电源、射频信号发生和输出电路、电源控制电路和电脑处理器等。射频信号由自激多谐振荡器产生,射频信号的输出包括射频输出和功率取样电路。

进行射频治疗时,在患者腰骶部还需放置体电极(电极板)。

所述的体内摄像射频治疗刀 4,主要包括有双层鞘管 41,刀柄 42,射频刀体 43,体内可视机构 44,以及推进机构齿轮 45。

所述的双层鞘管 41,分为可视机构鞘管 411、刀体鞘管 412。

所述的体内可视机构 44，包括有内窥镜和可视机构鞘管 411。其中，可视机构鞘管 411 的后端与刀柄 42 连接，内窥镜设置在可视机构鞘管 411 和刀柄 42 内部。

所述的内窥镜主要包括有传像束 441、传光束 442、摄像镜头 443 和透视镜片 444。

摄像镜头 443 采用 CCD 镜头。

通过内窥镜所获得的图像信号，经由所述刀柄 42 尾部连接的射频电源线 3 输出至控制主机 2，经图像处理后显示在外部显示器 1 上，即可完成患者内部病灶部位的成像。

所述的传像束 441、传光束 442 并列地排列至可视机构鞘管 411 的内部前端部位，传像束 441 和传光束 442 的后端连接至摄像镜头 443。

在可视机构鞘管 411 的前端、也就是传像束 441 和传光束 442 的前方设置有一透视镜片 444。

在所述射频刀体 43 的外部套设一刀体鞘管 412，刀体鞘管 412 后端与刀柄 42 连接。刀体鞘管 412 采用塑料或橡胶等绝缘材料制成的单层结构。

在刀柄 42 前端开设有一刻度视窗 421。

推进机构齿轮 45 的主体轴接在刀柄 42 内部，而部分显露在刀柄 42 外部，推进机构齿轮 45 与刀体 43 的齿条 433 啮合。

刀体 43 的前端是尖锐型刀头 431，刀体 43 的后端连接射频电源线 3，在刀体 43 的后端、与推进机构齿轮 45 邻近部位上设置有刻度 434。

使用如本实施例公开的方案，当手术医生用手向前或向后推动推进机构齿轮 45 时，与之啮合的齿条 433 被按相反的方向推动，从而刀体 43 的前端刀头 431 同时被退回或推离刀体鞘管 412。

通过刻度视窗 421 可以看到刻度 434 的变化状态，从而准确地监控刀头 431 的前进或后退的具体尺度。

实施例 2，如图 1 至图 3、图 5 所示，所述的体内摄像射频治疗刀 4，主要包括有双层鞘管 41，刀柄 42，射频刀体 43，体内可视机构 44，以及推进机构齿轮 45。

与实施例 1 不同的是，刀体 43 前端采用的是环型刀头 432。

另外，刀体鞘管 412 采用的是外部附合一层绝缘层、内层是金属鞘管的复合结构。

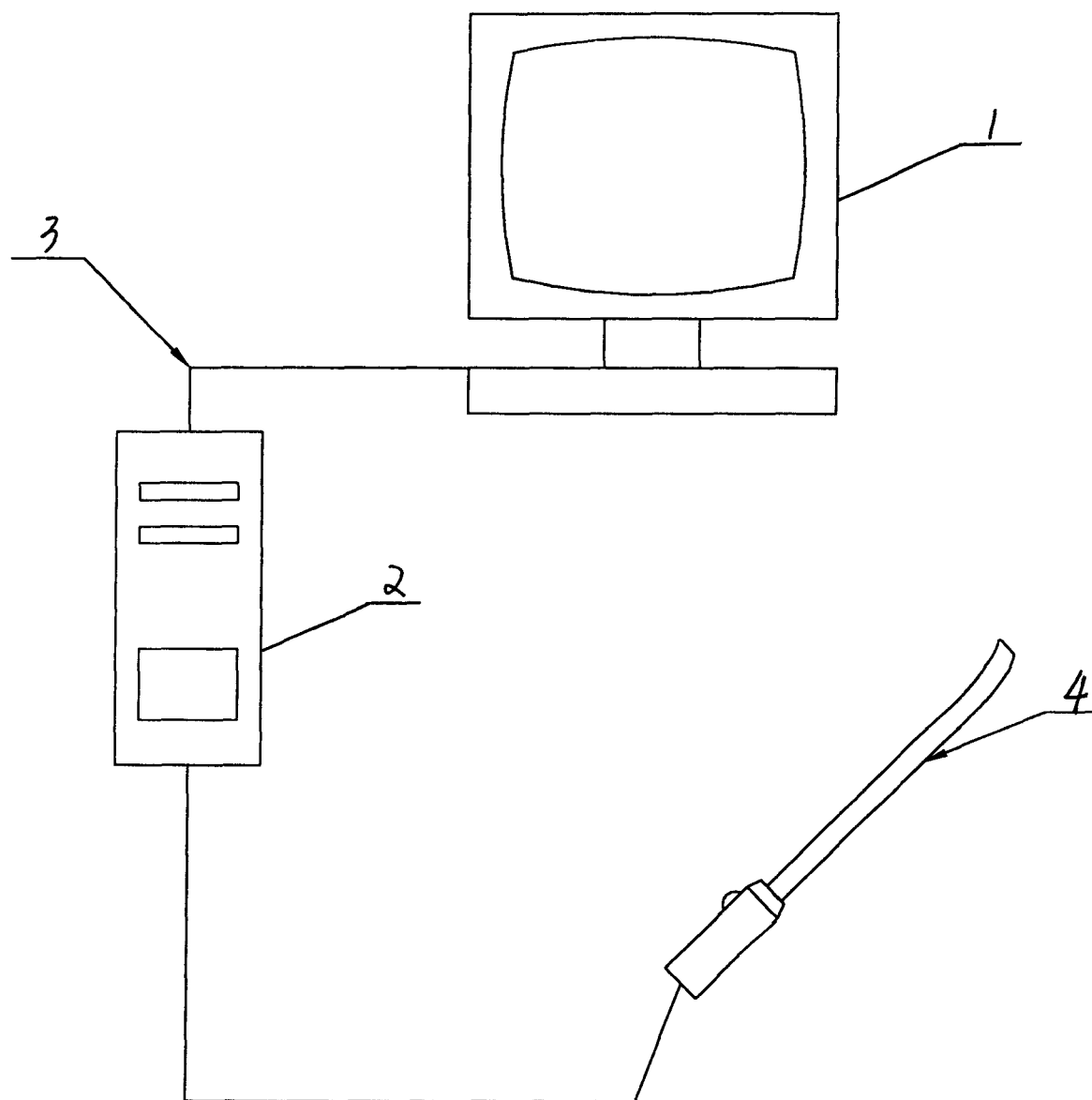


图 1

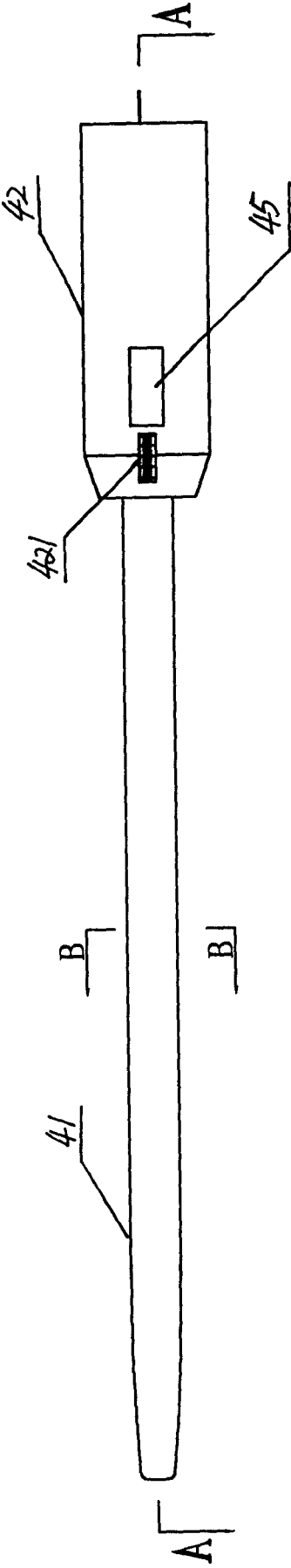


图 2

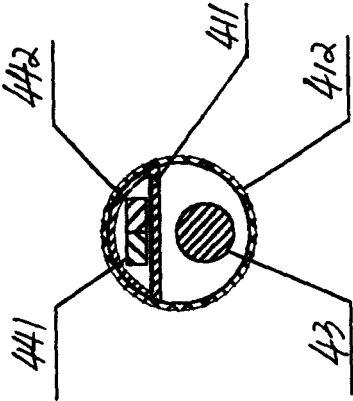


图 3

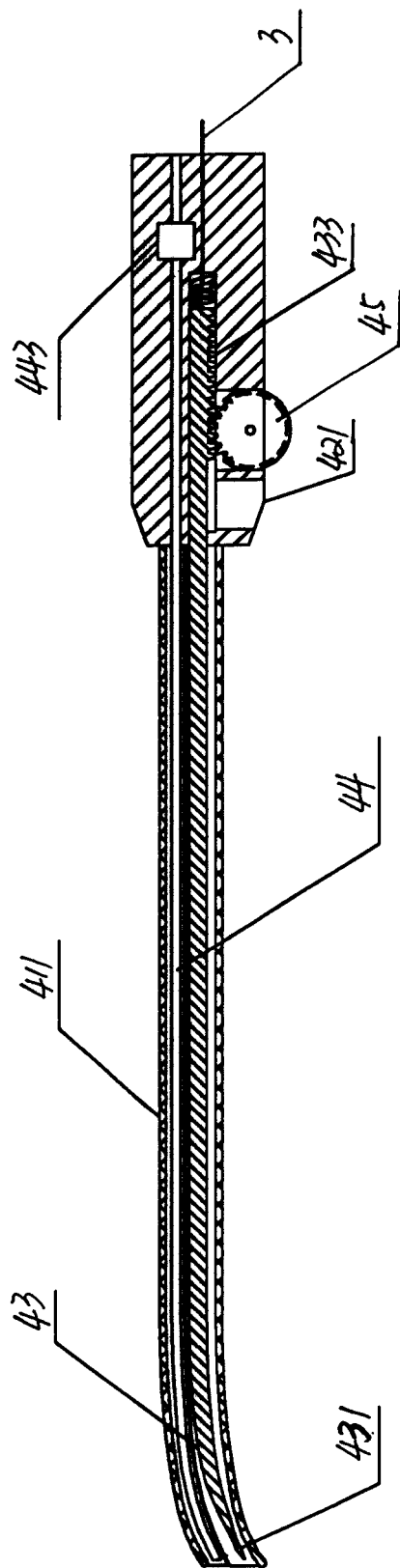


图 4

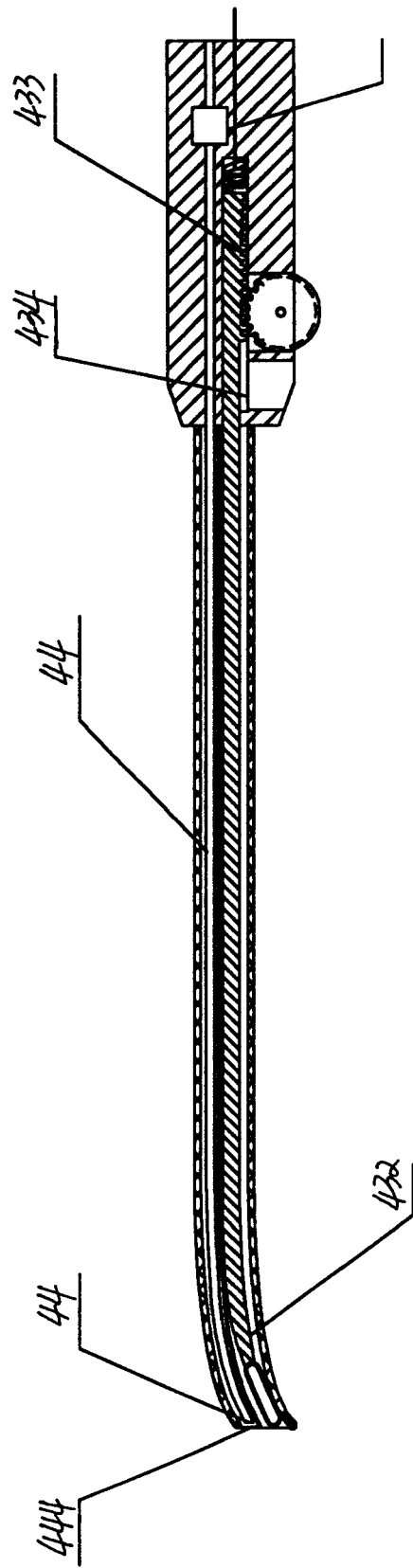


图 5

