



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101711132 B

(45) 授权公告日 2013. 02. 13

(21) 申请号 200880011061. 0

卡洛斯·瓦伦西亚

(22) 申请日 2008. 02. 11

(74) 专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

(30) 优先权数据

代理人 党晓林

60/889, 064 2007. 02. 09 US

60/969, 484 2007. 08. 31 US

60/981, 656 2007. 10. 22 US

60/983, 436 2007. 10. 29 US

60/992, 930 2007. 12. 06 US

(51) Int. Cl.

A61B 17/32 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2009. 09. 30

US 5928137 A, 1999. 07. 27, 全文.

CN 1672626 A, 2005. 09. 28, 全文.

US 5368014 A, 1994. 11. 29, 全文.

(86) PCT申请的申请数据

审查员 陈萌

PCT/US2008/053610 2008. 02. 11

(87) PCT申请的公布数据

W02008/098253 EN 2008. 08. 14

(73) 专利权人 骨骼动力学有限公司

地址 美国佛罗里达州

(72) 发明人 豪尔赫·L·奥尔巴伊

豪尔赫·麦克哈德

诺曼·H·托马斯

亚历杭德罗·埃斯皮诺萨

兰德尔·齐诺克 罗纳德·利特克

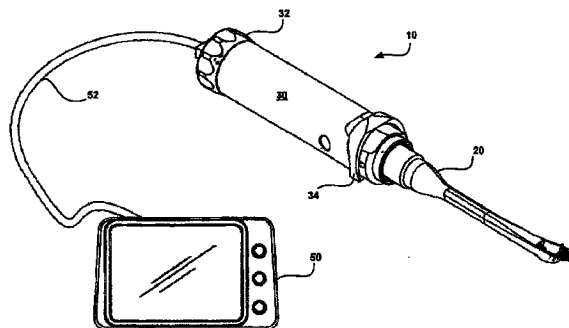
权利要求书 4 页 说明书 19 页 附图 43 页

(54) 发明名称

内窥镜外科手术的装置

(57) 摘要

提供一种内窥镜外科手术工具, 该工具中包括成像光学器件, 该内窥镜外科手术工具的包括其工具、电子部件和可视化组件的各种组件可用于无菌手术区域中。在本发明的一个具体实施方式中, 所述工具的插管部适于具体类型的内窥镜外科手术过程, 而把手可用于多个不同的合适插管, 所述把手包括所述装置的成像电路的至少一部分。



1. 一种在无菌手术区域中使用的内窥镜外科手术装置,该内窥镜外科手术装置包括:  
把手,该把手中包括腔室,在所述把手中设置通向所述腔室的开口;  
电子模块,该电子模块的大小形成为使得该电子模块能穿过所述开口而被接收在所述把手的所述腔室中;  
帽,该帽匹配地结合到所述把手,以在所述电子模块接收在所述腔室中之后关闭所述开口,所述帽与所述把手匹配,以形成可用于无菌手术区域中的无菌密封件;  
插管,该插管中包括成像装置,所述成像装置与所述电子模块连接。
2. 根据权利要求 1 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述插管还包括用于执行外科手术过程的器具。
3. 根据权利要求 1 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述电子模块可移除地定位在所述腔室内。
4. 根据权利要求 1 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述把手可重复使用。
5. 根据权利要求 1 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述电子模块可重复使用。
6. 根据权利要求 1 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述插管为一次性插管。
7. 根据权利要求 2 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述插管与所述把手可移除地连接,所述把手包括至少一个连接器,该连接器用于连接所述插管中的所述成像装置与所述腔室中的所述电子模块,并用于连接所述把手上的控制件与所述插管中的所述器具的致动件。
8. 根据权利要求 1 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述腔室中的所述电子模块将从所述成像装置接收的图像数据传输到显示器。
9. 根据权利要求 1 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述图像数据无线地传输到与显示器通信的接收器,所述显示器位于所述内窥镜外科手术装置外部。
10. 根据权利要求 1 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述插管的远离所述把手的末端为船首状部形状。
11. 根据权利要求 1 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述成像装置包括图像传感器,该图像传感器位于所述插管内,并与所述电子模块电连接。
12. 根据权利要求 1 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述成像装置包括光学内窥镜,该光学内窥镜穿过内腔插入所述插管中,所述内窥镜与所述电子模块光耦合。
13. 一种用于执行内窥镜外科手术的装置,该系统包括:  
内窥镜外科手术装置,该内窥镜外科手术装置包括:  
把手,该把手中包括腔室,在所述把手中设置通向所述腔室的开口;  
电子模块,该电子模块的大小形成为使得该电子模块能穿过所述开口而被接收在所述把手的所述腔室中;  
帽,该帽匹配地结合到所述把手,以在所述电子模块接收在所述腔室中之后关闭所述开口,所述帽与所述把手匹配,以形成可用于无菌手术区域中的无菌密封件;  
插管,该插管中包括成像装置,所述成像装置与所述电子模块连接;以及  
显示器,该显示器用于显示来自所述电子模块的图像,该图像与从所述成像装置接收的图像数据相对应。
14. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述插管还包括用于执行手术操作的器具。

15. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述电子模块处理从所述成像传感器接收的原始数据,并将处理后的图像数据提供到所述显示器。

16. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述图像数据无线地传输到所述显示器。

17. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述图像数据经由电缆连接器传输到所述显示器。

18. 根据权利要求 13 所述的系统,其中,所述插管与所述把手可移除地连接。

19. 一种用于在无菌手术区域中使用的内窥镜外科手术装置,该内窥镜外科手术装置包括:

把手,该把手中包括腔室,在所述把手中设置通向所述腔室的开口;

电子模块,该电子模块的大小形成为使得该电子模块能穿过所述开口而被接收在所述把手的所述腔室中;

帽,该帽匹配地结合到所述把手,以在所述电子模块接收在所述腔室中之后关闭所述开口,所述帽与所述把手匹配,以形成可用于无菌手术区域中的无菌密封件;

插管,该插管中包括成像装置,所述成像装置与所述电子模块连接;

所述插管中还包括医疗装置。

20. 根据权利要求 19 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述医疗装置用于进行治疗过程。

21. 根据权利要求 19 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述医疗装置为用于进行手术操作的切割器具。

22. 根据权利要求 19 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述医疗装置为诊断器具。

23. 根据权利要求 19 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述医疗装置为组织扩展器。

24. 一种内窥镜外科手术装置,该内窥镜外科手术装置包括:

把手,该把手中包括腔室,在所述把手中设置通向所述腔室的开口;

电子模块,该电子模块的大小形成为使得该电子模块能穿过所述开口而被接收在所述把手的所述腔室中;

帽,该帽匹配地结合到所述把手,以在所述电子模块接收在所述腔室中之后关闭所述开口,所述帽与所述把手匹配,以形成可用于无菌手术区域中的无菌密封件;

插管,该插管中包括成像装置,所述成像装置与所述电子模块连接;并且

所述插管还包括至少一个用于在手术期间执行手术过程的器具。

25. 根据权利要求 24 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述器具为扩展器。

26. 根据权利要求 24 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述器具为切割器具。

27. 一种内窥镜外科手术装置,该内窥镜外科手术装置包括:

把手,该把手中包括腔室,在所述把手中设置通向所述腔室的开口;

集成电子模块,该集成电子模块的大小形成为使得该集成电子模块能穿过所述开口而被接收在所述把手的所述腔室中,所述集成电子模块可从所述把手移除;

所述把手包括第一连接器,当所述集成电子模块安置在所述腔室中时,该第一连接器用于匹配地接合所述集成电子模块上的第二连接器;

帽,该帽匹配地结合到所述把手,以在所述电子模块接收在所述腔室中之后关闭所述开口;以及

插管,该插管中包括成像装置,所述成像装置经由所述第一和第二连接器与所述电子模块连接。

28. 根据权利要求 27 所述的内窥镜外科手术装置,其中所述插管与所述把手一体制成。

29. 根据权利要求 27 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述插管经由第三连接器与所述把手可分离地连接。

30. 根据权利要求 27 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述插管中还包括医疗装置。

31. 根据权利要求 30 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述医疗装置用于进行治疗过程。

32. 根据权利要求 30 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述医疗装置为用于进行手术操作的切割器具。

33. 根据权利要求 30 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述医疗器具为诊断器具。

34. 根据权利要求 30 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述医疗装置为扩展器具,该扩展器具用于在软组织中形成和保持外科手术腔体中的至少一个用途。

35. 一种用于在无菌手术区域中使用的内窥镜外科手术装置,该内窥镜外科手术装置包括:

无菌器具,该无菌器具包括把手,该把手上连接有插管,所述插管包括成像组件以及布置在所述插管的腔体中的刀片,所述刀片由使该刀片突出在所述腔体的上方的致动器来展开;

图像处理器,该图像处理器定位成远离所述无菌器具并位于所述无菌手术区域内;

无菌显示器,该无菌显示器与所述图像处理器通信,用于接收来自所述无菌器具的图像信息;并且

所述无菌显示器附加地位于所述无菌手术区域内。

36. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述无菌显示器通过其位于无菌封装件中的内含物而灭菌。

37. 根据权利要求 36 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述无菌封装件为一次性的。

38. 根据权利要求 36 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述无菌封装件可重复使用。

39. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述无菌器具为一次性器具。

40. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述图像信息从所述器具无线地传输到所述远程图像处理器。

41. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述图像信息从所述器具经由电缆连接器传输到所述远程图像处理器。

42. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,用于所述无菌器具的动力从所述远程图像处理器中的电源提供到所述无菌器具。

43. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述无菌器具包括用于进行外科手术过程的工具。

44. 根据权利要求 43 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述工具为切割器具。

45. 根据权利要求 43 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述无菌器具包括致动器,以展开所述工具。

46. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,在所述远程图像处理器中封装电源。

47. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,动力经由电缆从位于所述无菌区域外部的电源提供到所述远程图像处理器。

48. 根据权利要求 41 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述电缆连接器为一次性连接器。

49. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述远程图像处理器可重复使用。

50. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述成像组件将图像数据无线地传输到位于所述远程图像处理器中的接收器。

51. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述器具的远端为船首状部形状。

52. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述无菌器具还包括用于向该器具提供动力的电池。

53. 根据权利要求 52 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述成像组件包括图像传感器,该图像传感器位于所述无菌器具内,并且与所述远程图像处理器电耦合。

54. 根据权利要求 35 所述的内窥镜外科手术装置,其中,所述无菌器具为包含内腔的插管,所述成像组件包括穿过所述内腔插入所述插管中的光学内窥镜,所述光学内窥镜与所述远程图像处理器光耦合。

## 内窥镜外科手术的装置

[0001] 相关申请的交叉参考

[0002] 本申请要求下列共同未决的临时专利申请的优先权：

[0003] 2007年2月9日提交的名为“治疗腕管综合症的方法和设备”的美国专利申请，序列号为60/899,064；

[0004] 2007年8月31日提交的名为“插管设备和使用方法”的美国专利申请，序列号为60/969,484；

[0005] 2007年10月22日提交的名为“内窥镜外科手术的装置和方法”的美国专利申请，序列号为60/981,656；

[0006] 2007年10月29日提交的名为“内窥镜外科手术的装置和方法”的美国专利申请，序列号为60/983,436；以及

[0007] 2007年12月6日提交的名为“插管设备和使用方法”的美国专利申请，序列号为60/992,930。以上所列出的申请通过引用全文结合于此。

[0008] 技术领域

[0009] 本发明涉及包括诸如工具、电子器件以及可视化组件的组件的类型的内窥镜外科手术装置，更具体地涉及微创的内窥镜外科手术的系统和方法中使用的内窥镜外科手术器具。

[0010] 背景技术

[0011] 已公知用于进行内窥镜外科手术的系统和装置。已研制出许多装置用于微创外科手术过程，包括神经和肌腱松解过程之类的整形外科手术和足部软组织手术。具体而言，已研制出用于执行“腕管”手术的某些装置，以缓解“腕管综合症”的症状，在这些手术中屈肌韧带或“腕横韧带”（TCL）被切断。

[0012] 腕管综合症是指由于腕管内部正中神经上的压力形成的许多临床体征和症状。由于直的腕部使腕管的尺寸最大，降低了正中神经上的压力，因此将腕部固定在中间位置的夹板是用于腕管综合症的最常用的非外科手术治疗。理疗和特殊的手部锻炼也用于缓解轻微至中度的腕管综合症症状。然而，当症状持续或变得无法忍受时，通过松解腕横韧带或屈肌韧带来进行神经外科手术减压。

[0013] 在早期的技术中，进行打开腕管的松解手术（OCTR）来缓解腕管综合症。

[0014] 典型的是在局部麻醉的情况下进行OCTR，在局部麻醉时，在手掌底部形成纵向切口，该纵向切口有时还延伸到腕部中。该切口打开皮肤、皮下脂肪、掌筋膜以及掌短肌，以露出腕横韧带，用外科手术刀片切开腕横韧带。切开的韧带弹开并立即为正中神经穿过腕管提供较多空间。然后用缝线缝合切口。

[0015] 虽然OCTR是目前最常进行的外科腕管松解方法，但其会导致术后疼痛且病状持续达至六个月。

[0016] 近来的发展涉及内窥镜腕管松解术（ECTR），其以单入口术式或双入口术式来执行。对于单入口术式，在手掌或靠近腕部的前臂中形成一个切口。对于双入口术式，形成两个切口，一个切口位于手掌中，一个切口位于靠近腕部的前臂中。

[0017] 1987年,日本的整形外科医生 Okutsu 提出了在腕管松解术中使用内窥镜的首份报告。在 Okutsu 的技术中,靠近远侧腕横纹形成 3cm 的切口。然后,借助于内部的内窥镜将透明的塑料插管插入腕管中;在直接可视的情况下,将腕横韧带(TCL)由远至近用钩刀分开。

[0018] 20世纪90年代初由 John Agee 和 Francis King 进行了进一步的研发,John Agee 和 Francis King 创造了单入口内窥镜腕管松解系统,该松解系统具有带扳机致动机构的探针,用于接合刀片来切割 TCL。Agee 技术涉及致动扳机机构,以接合刀片,并涉及将其竖直地抬升至探针的上表面上方。然后将该器具退回,并且在直接可视的情况下,将所述 TCL 沿由远至近的方向分开。在 Agee 等人的 U. S. 4, 962, 770、U. S. 4, 963, 147、U. S. 5, 089, 000、U. S. 5, 306, 284 和 U. S. 5, 613, 976 中公开了该 Agee 系统和技术。

[0019] Jay Menon 创造了另一个单入口术式,该单入口术式涉及具有 D 形截面的插管和修复装置。在 Menon 的技术中,扩张器穿过前臂筋膜插入腕管中。然后,插管在 TCL 下方穿过,用前刀自近至远地切割韧带,同时用内窥镜即时紧随着所述刀而使所述 TCL 可视。

[0020] Ather Mirza 还创造了另一个单入口术式,该单入口术式涉及插管、安装有观察器件的切割刀片和锥形修复装置。Mirza 技术涉及将细长的插入部件插入穿过所述插管并将组合的插管和插入部件引到 TCL 的下方。然后,在修复装置前进至 TCL 的下方后,安装有观察器件的切割刀片插入穿过所述插管,以操作地接合组织。Mirza 的 U. S. 5, 366, 465、U. S. 5, 578, 051、U. S. 5, 968, 061 和 U. S. 7, 041, 115 中公开了 Mirza 的系统和技术。

[0021] James Chow 在 1989 年提出了双入口的 ECTR 的首个报告,James Chow 研制出了槽形插管和修复装置、滑膜抬升器(synovial elevator)、探针以及一系列用于其技术中的刀。U. S. 5, 029, 573 中公开了该 Chow 系统。然后,在 1992 年,Michael Brown 提出了改进的双入口术式,在该技术中,槽形插管插入 TCL 下方的腕管中,并且外科医生用优势手由远至近地切割韧带。U. S. 5, 323, 765 中公开了该 Brown 系统。

[0022] 上述的 ECTR 过程明显减小了术后疼痛、发病率以及与该 OCTR 过程相关的恢复时间。

[0023] 然而,需要持续改进 ECTR 并提供简单、可操作的系统和技术,该简单、可操作的系统和技术在外科手术期间更好地保护手部神经和其它部分。进一步需要的是改进的、麻烦较少的内窥镜外科手术系统,该改进的、麻烦较少的内窥镜外科手术系统可适用于许多其它类型的精密内窥镜外科手术,而不仅仅用于 ECTR。

[0024] 已研制出这样一些现有技术系统,其中,将手术过程的内窥镜图像捕获并显示在无菌手术区域外部的监控器中,以在手术过程期间来辅助医生。这样的现有技术系统因为将所获得的图像显示在远离手术区域的监控器上,因此需要医生将其视线转离手术过程。这导致要持续重复调整医生眼睛的焦距,因为医生在监控器与患者之间转换其视线,而且还从其手术活动分散注意力。

[0025] 此外,某些现有技术系统需要附接有摄像机的光学仪器插入穿过把手和/或手术插管。而该仪器通过纤维光缆与光源连接,摄像机经由多线电缆与监控器连接。由于监控器和光源远离中间手术区域定位,因此这些长的电缆连接趋于使得把手或保持件较重而不方便,因此在进行细致、精密的手术期间可能会限制到医生。由于这些电缆而增加的重量进一步限制了医生在疲劳之前可治疗的患者的数量。

[0026] 需要这样的内窥镜外科手术系统,其中,成像电子器件和显示器可位于无菌手术区域内。这样的系统不会从手术过程分散注意力。附加地需要这样的系统,即,在保持该系统时,不妨碍医生进行精密的外科手术的能力,或者不会使医生负担不必要的重量。

## 发明内容

[0027] 因此,本发明的目的是提供一种内窥镜外科手术装置、系统和方法,该外科手术装置、系统和方法克服了前述已知的这种通常类型的装置、系统和方法的上述缺点。

[0028] 所提供的重量轻的内窥镜外科手术工具中包括成像光学器件,并且能够将图像传送到显示器。在本发明的一个具体实施方式中,所述工具的插管部分适于具体类型的内窥镜外科手术过程,然而把手可用于适于执行不同内窥镜外科手术过程的多种插管,所述把手包括所述装置的成像电路的至少一部分。

[0029] 在所附的权利要求中阐述了作为本发明特性的其它特征。

[0030] 虽然本文如在具体类型的内窥镜外科手术装置和方法中所实施的那样示出并描述了本发明,但本发明绝不旨在限制为所示的细节,因为可对本发明进行各种改型和结构变化,而不脱离本发明的精神,并且位于权利要求的等同范围内。

[0031] 然而,在结合附图阅读时,从下列具体实施方式的说明,将最好地理解本发明的构造以及其附加的目的和优点。

## 附图说明

[0032] 在所有附图中相同的附图标记表示相同的物品。

[0033] 图 1 是根据本发明一个具体实施方式的内窥镜外科手术系统的立体图。

[0034] 图 2 是图 1 的内窥镜外科手术系统的一部分的分解图。

[0035] 图 3A 是根据本发明另一个具体实施方式的内窥镜外科手术系统的立体图。

[0036] 图 3B 是根据本发明再一具体实施方式的内窥镜外科手术系统的立体图。

[0037] 图 4A 是根据本发明内窥镜外科手术系统的另一实施方式的立体图,包括用于该系统中的内窥镜外科手术装置的分解图。

[0038] 图 4B 是根据本发明另一个具体实施方式的内窥镜外科手术系统的立体图。

[0039] 图 4C 是根据本发明另一个具体实施方式的内窥镜外科手术系统的立体剖视图。

[0040] 图 4D 是根据本发明另一个具体实施方式的内窥镜外科手术系统的立体图。

[0041] 图 5A 表示手的一部分的典型解剖图。

[0042] 图 5B 表示现有技术的插管与手的一部分的解剖图。

[0043] 图 5C 表示根据本发明一个具体实施方式具有弯曲的船首状部的插管和手的一部分的解剖图。

[0044] 图 6 表示根据本发明另一个优选实施方式在远端处具有船首形的几何形状的插管的立体图。

[0045] 图 7A 是根据本发明一个具体实施方式的刀片静止的内窥镜外科手术装置的侧面局部剖视图。

[0046] 图 7B 是根据本发明一个具体实施方式的刀片展开的内窥镜外科手术装置的侧视图。

- [0047] 图 8A 和图 8B 是图 7A 和图 7B 中所示的插管的局部立体图。
- [0048] 图 8C 是从图 7A 和图 7B 所示的插管的一侧剖取的部分剖视图。
- [0049] 图 8D 是从根据本发明一个具体实施方式的刀片展开的内窥镜外科手术装置的插管的一侧剖取的部分剖视图。
- [0050] 图 9A 至图 9C 表示采用本发明的具体实施方式的具有船首状的远端几何形状的直的、弯曲的以及成角的插管。
- [0051] 图 10A 是从根据本发明一个具体实施方式的以虚线表示插管的弓形展开的刀片的一侧剖取的部分剖视图。
- [0052] 图 10B 是从根据本发明一个具体实施方式的插管的一侧剖取的部分剖视图,插管的刀片静止。
- [0053] 图 10C 是从根据本发明一个具体实施方式的插管的一侧剖取的部分剖视图,插管的刀片展开。
- [0054] 图 11A 是从根据本发明一个具体实施方式的固定船首状部、单一动作的插管的一侧剖取的剖视图,插管的刀片静止。
- [0055] 图 11B 是图 11A 的固定船首状部、单一动作的插管的侧视图,插管的刀片展开。
- [0056] 图 12A 是从根据本发明一个具体实施方式的降下船首状部、单一动作的插管的一侧剖取的剖视图。
- [0057] 图 12B 是图 12A 的单一动作的插管的侧视图,插管的船首状部降下。
- [0058] 图 13A 是从根据本发明一个具体实施方式的双重动作的插管的一侧剖取的剖视图。
- [0059] 图 13B 是图 13A 的双重动作插管的侧视图,插管的船首状部降下且其刀片展开。
- [0060] 图 14 是根据本发明一个具体实施方式的插管的船首状部的剖视图,以执行腕横韧带松解过程。
- [0061] 图 15 是执行腕横韧带松解过程的现有技术的装置的剖视图。
- [0062] 图 16 是执行腕横韧带松解过程的现有技术的装置的剖视图。
- [0063] 图 17A 至图 17C 表示利用根据本发明一实施方式的插管来执行 ECTR 的技术,其中,图 17A 表示插入,图 17B 表示缩回,图 17C 表示韧带分开。
- [0064] 图 18A 至图 18B 表示针对 ECTR 系统的当前插管的一个具体实施方式。
- [0065] 图 19A 至图 19C 表示利用根据本发明另一个实施方式的插管来执行 ECTR 的技术,其中,图 19A 表示插入,图 19B 表示展开,图 19C 表示韧带分开。
- [0066] 图 20A 至图 20B 表示插管的一个实施方式,该插管包括用于图 19A 至图 19C 的系统的弯曲船首形物的槽和销的松解机构。
- [0067] 图 21A 至图 21B 表示插管的另一个具体实施方式,该插管包括根据本发明使用的工具。
- [0068] 图 22A 至图 22B 表示包括根据本发明使用的工具的内窥镜外科手术装置的另一个具体实施方式。
- [0069] 图 23A 至图 23B 表示包括根据本发明使用的工具的内窥镜外科手术装置的另一个具体实施方式。
- [0070] 图 23C 表示图 23A 和图 23B 的工具的一个具体应用。

[0071] 图 24 表示根据本发明另一个实施方式的一个具体内窥镜外科手术器具的应用。

[0072] 图 25 至图 34 表示可结合本发明的不同实施方式使用的发明的扩展器装置和组件的具体实施方式。

[0073] 图 35A 至图 35C 表示包括根据本发明使用的工具的内窥镜外科手术装置的另一个具体实施方式。

[0074] 图 36A 至图 36C 表示包括根据本发明使用的工具的内窥镜外科手术装置的另一个具体实施方式。

[0075] 图 37 是根据本发明一个具体实施方式的包括电子模块的把手的剖视图。

[0076] 图 38 是根据本发明一个具体实施方式的电子模块的侧视图。

[0077] 图 39A 是根据本发明一具体实施方式的电子模块的立体图。

[0078] 图 39B 是图 39A 的电子模块的分解图。

[0079] 图 40A 至图 40D 是表示采用本发明的系统的各种实施方式的框图,用于在插管端部与显示器之间提供图像数据。

[0080] 图 41A 是本发明的一个具体实施方式的插管的部分等距视图。

[0081] 图 41B 是从根据本发明一个具体实施方式的插管的顶部获取的平面图。

[0082] 图 41C 是从图 41B 的插管的一侧获取的平面图。

[0083] 图 42A、42B 和 42C 分别表示第一现有技术的俯视图、前视图和剖视图。

[0084] 图 43A、43B 和 43C 分别表示第二现有技术的俯视图、前视图和剖视图。

[0085] 图 44A、44B 和 44C 分别表示第三现有技术的俯视图、前视图和剖视图。

[0086] 图 45A、45B 和 45C 分别表示本发明的具体实施方式的俯视图、前视图和剖视图。

## 具体实施方式

[0087] 现在参照图 1 至图 4D, 示出了根据本发明具体实施方式的用于微创、阻碍最小的内窥镜外科手术的外科手术系统 10。如下面更具体描述的那样,内窥镜外科手术系统 10 包括插管 20、把手或手柄 30、电子模块 (EM) 40 以及显示器 50。

[0088] 系统 10 的插管 20 包括为了特定的外科手术、治疗和 / 或诊断目的而设计的直的、成角的或弯曲的刚性轴。在一些实施方式中,插管 20 可以是一次性的,在其它实施方式中,其可以消毒以重复使用。在本系统中,插管设计成过程特定性 (即,每个插管分别为特定的可视和 / 或外科手术过程而设计)。例如,在用于内窥镜腕管松解过程的一个具体实施方式中,插管 20 设置为具有弯曲 (或成角) 的远端,该远端从其主体突出。该弯曲远端易于触觉识别腕横韧带 (TCL) 的远边缘,并能够使位于 TCL 远端的脂垫移位,以使得在分开 TCL 之前清楚可视 TCL 的远端边缘。

[0089] 在系统 10 中,可将期望的插管 20 附接到无菌的或可灭菌的重量轻的把手 30,和 / 或与该把手分离。与插管 20 一样,把手 30 也可以是一次性的,或者如果需要,把手 30 可以能够再次灭菌以重复使用。从把手 30 分离插管 20 的能力还允许不同的插管 20 (即,均适用于不同的外科手术过程的插管 20) 用于单一的通用把手 30 上。在附接时,插管 20 机械联接到把手 30。

[0090] 如下面将进一步限定的那样,为了允许可视手术位点处的外科手术过程,插管 20

包括至少一部分光学或电子成像装置。在一个优选实施方式中,成像装置的另一部分结合到电子模块 40 中。电子模块 40 位于把手 30 内。例如,在一个具体实施方式中,把手可以是中空的,并且适于接收电子模块 40。由于电子模块 40 接纳在无菌的 / 可灭菌的把手 30 中,因此,电子模块 40 可以是非无菌的,因此可重复使用。

[0091] 在电子模块 40 插入把手 30 中之后,用无菌帽 32 密封该把手,以将非无菌的电子模块 40 从无菌的手术区域隔离开来。一旦组装了系统 10(即,电子模块 40 插入把手 30 中、用帽 32 密封并且将插管 20 附接在远端),则电子模块 40 与插管 20 连接。

[0092] 由系统 10 的成像装置所获得的图像经处理而显示在显示器 50 上,这将在下面更详细地讨论。显示器 50 可附接到把手 30,或者与把手 30 分开,但位于无菌手术区域内或靠近无菌手术区域。附加地,可将显示器 50 限制到电子模块 40,以接收由插管中的成像装置所获得的图像信息。作为选择,显示器 50 可无线地接收来自电子模块 40 的图像信息。由插管中的成像装置所获得并由电子模块所处理的图像可显示在显示器 50 上,从而外科医生可基本顺列地看到手术过程的图像,而不必明显地从手术区域转换他 / 她的视线。

[0093] 如上所述,把手 30 可接受用于不同外科手术过程的各种不同的插管 20,同时由基本相同的电子模块 40 和显示器 50 来操作。

[0094] 在一可选实施方式(图 4D)中,插管 20 和把手 30 形成为一个单一的一次性单元,电子模块 EM 40 位于把手外部,并借助电缆连接与把手连接。此外,电子模块 40 和显示器 50 可连接在一起并密封在无菌封装件 60 内,该无菌封装件 60 适于定位在无菌手术区域内。作为选择,无论是否具有电子模块,显示器都可以是可灭菌的。

[0095] 以下将更加详细地描述系统 10 的每个部件。

[0096] 插管:

[0097] A. 用于内窥镜外科手术过程的插管。

[0098] 如上所述,本发明涉及用于微创的内窥镜外科手术的外科手术系统和器具,其可用于无菌外科手术领域内。该领域包括整形外科手术或足部软组织手术,例如神经和肌腱的松解过程。而且,内窥镜外科手术的使用本发明装置的领域包括诸如内窥镜整形的整形外科手术过程和通常的或脉管的外科手术过程,例如隐静脉采集术以及其它过程。这样,本发明的插管可适用于设计成执行的特定内窥镜外科手术过程,通过在其轴部处和其远端处赋予特定的几何形状而易于使初始的软组织分离或切开。用于本发明的各插管还可设计成利用过程特定的工具来执行组织的外科手术操作和其它治疗目的。

[0099] 例如,如图 9A 至图 9C 所示,插管 20 为刚性的,但可具有直的、成角的或弯曲的轴部;其通过小切口或通过经皮装置引入人体,以允许可视和 / 或诊断和 / 或外科手术和 / 或组织的治疗操作。

[0100] 可通过“成像装置”来提供可视化,成像装置可包括图像传感器(CMOS、CCD、FOVEON 或类似装置)和透镜,至少一部分成像装置靠近插管的远端定位。附加地,透明外壳可封装透镜和传感器,或者透镜可模制到透明外壳中。作为选择,成像装置可以是源于把手中并穿过插管中的内腔的光学内窥镜。

[0101] 成像装置还可包括照明装置,该照明装置可由位于靠近插管远端或者位于插管远端处的 LED 来提供(优选实施方式),或者通过来自把手中的光源的光学纤维或导光管传输来提供。如果需要,光学纤维可与内窥镜或插管一体制成,其自身可用作导光管。

[0102] 插管还可容纳例如刀、剪刀、组织扩展器或其它装置的一个或多个外科手术工具或器具,并允许这些工具或器具展开,以使得医生进行组织操作或其它诊断或治疗过程。

[0103] 在以下公开的一个实施方式中,可通过单一插管执行整个过程,而无需其它器具。在一可选实施方式中,单独的外科手术器具可结合插管使用,该插管仅用于可视化(即,不具有使得组织分离、切开或外科手术操作的工具)。

[0104] 另外,在本文所论述的优选实施方式中,插管设计成与把手可分离地连接。插管在附接后与把手机械地联接,并与容纳在把手内的电子模块光学连接或电连接。

[0105] 这样,成套工具可设置成不但包括单一的把手、电子模块和显示器,而且包括适于不同外科手术过程、治疗和诊断过程的多个不同插管。

[0106] 插管可重复使用或为一次性的。如果为一次性的,则插管在封装内灭菌且趋于一次性使用并丢弃。

[0107] 插管可包括一个或多个可动作的扳机、杠杆或按钮,以操作可能已设置的工具。作为选择,扳机、杠杆或按钮中的一些或全部可包含在把手中。

[0108] 附加地,插管和/或把手可设置有一个或多个机构,例如杠杆、泡罩或横向翼或栓,以辅助指示插管的旋转位置。

[0109] B. 具体适用于内窥镜腕管松解(ECTR)过程的示例性插管。

[0110] 在本发明系统的一个具体实施例中,将针对特别设计成执行内窥镜腕管松解术过程的插管来描述该系统。本发明的 ECTR 插管旨在用作特别设计为执行下列所有功能的单一器具:(I) 使滑膜和/或其它组织与 TCL 分离;(II) 当插管前进时,阻止腱、神经或其它组织侵占插管所限定的外科手术空间;(III) 当插管前进时,促使插管在腕管内自对中;(IV) 阻止插管在腕管内旋转;(V) 在当已完全横穿腕管且已到达 TCL 的远边缘时,向外科医生提供触觉反馈;(VI) 使被发现超出 TCL 远边缘的脂垫移位,以允许良好地可视应开始分开 TCL 所在的位置;以及(VII) 进行 TCL 的分开,而不损坏其它组织。

[0111] 传统的内窥镜腕管松解方法使用直插管。然而,直插管在被操作的手的解剖学方面存在某些限制。图 5A 至图 5C 示出了利用根据本发明的一个具体实施方式的弯插管和按照现有技术的直插管的效果的对比。具体而言,参照图 5A,示出了在腕横韧带 110 的区域中,手的典型解剖包括其内可形成重要动脉和神经 113 的滑液或脂垫 112。韧带 110 趋于呈机翼形。当现有技术的直插管 100(即,末端与轴位于相同的平面中)插入患者手中的腱/神经 111 与韧带 110 之间时,插管 100 可在脂垫 112 下行进。由于脂垫 112 的干涉,因此直插管 100 不能使得良好可视韧带 110 的远边缘。在刀 102 展开时,这会使脂垫 112 形成切口,如图 5B 所示可能切断内部的动脉和/或神经。

[0112] 与此相反,如图 5C 所示,根据本发明实施方式的具有弯曲末端 104 的插管 100' 能够使脂垫 112 移位。通过使脂垫 112 移位,结合弯曲末端 104 的插管 100' 可使得韧带 110 的边缘清晰可见。可用成角末端取代弯曲末端 104。下文将该成角或弯曲的末端称为“船首部”(prow)。注意,在本文中使用时,说明书和权利要求书中对插管的“弯曲末端”和“成角末端”或“弯曲端”和“成角端”的引用可互换,因此不旨在排除可能落入一个或其它术语的任何实施方式。相反地,本领域技术人员将容易理解,无论是由于较陡的角或形成较缓弯曲而使得插管的远端向上突出,都易于使脂垫移位,因此也落入本发明范围内。

[0113] 附加地,本发明的某些实施方式描述为具有弯曲末端,对于本申请的目的,这意味

着当船首状部位于其静止位置时,船首状部的远末端位于插管的顶面上方(即,在位于插管轴的顶面的平面上方的不同平面中)。另外,通过设置已穿过TCL的触觉反馈这样现有技术中不可见的特征,船首状部的构造易于识别TCL的远边缘。

[0114] 更具体的是,现在参照本申请的图6,示出了插管的一个具体的优选实施方式,该插管包括展开的船首状部,该展开的船首状部与具有高的干舷航海船的船首不同。从图6可以看出,插管160的船首状部180的上边缘逐渐分开,在点“A”处达至最大宽度,然后朝远端180b逐渐收敛。船首状部180在点“A”处的最大宽度比插管160的轴的宽度大。船首状部的宽度还比船首状部在点“A”处的高度大。附加地,插管的展开的船首状部180在顶部的一部分上缘之间开口,从而所述船首状部的壁和底部之间限定碗状部或腔体。

[0115] 在插管前进时,该展开的船首状部180清楚且完全地使滑膜和/或其它组织与TCL分离,并阻止神经、腱和其它组织侵入由插管所限定的外科手术空间中。从图中可以看出,更具体而言从图6可以看出,展开的船首状部180的截面成形为类似于倒置的钟,并且因为较宽因此在腕管内占据比现有技术的装置更多的空间。由于该较大宽度阻止船首状部在腕管的限制空间中横向移位,因此具有较大可能使插管160的中心线趋于与腕管的中心线重合,并使得导致损害位于管的钩骨侧上的尺骨神经和/或动脉的移位的风险最小。在到达TCL的远边缘之后,展开的船首状部180还可使脂垫移位,以露出TCL的远边缘而使外科医生可视。

[0116] 附加地,如图6所示,当靠近远端180b时,插管160的上边缘变得更为展开。船首状部180的顶面向上弯曲,而船首状部180的底面向下突出。在纵向截面上看时,船首状部180的顶面向上弯曲或成角度,从而其主要位于插管轴的突出的上表面上方,而船首状部的下表面向下突出,从而其底部位于轴的底面下方,如点“B”所示。结合前面部分中所述的几何形状,该几何形状使得船首状部为球茎状,而不象是棒糖状。换言之,插管的较短的、最远部分的截面面积比较长的、较近部分的截面面积大,该长的、较近部分的截面较小。由于腕管综合症为隔室综合症或由增大的组织压力引起的失调,因此该设计特征为外科医生提供本体感受或触觉反馈效果,该感受或触觉反馈效果告知医生其已穿过增压区域或病区,并帮助医生在开始分开TCL之前确定器具的合适插入深度。图41A至图41C示出了本发明插管的一个具体实施方式,该插管具有在使用期间适于产生上述“棒糖”效果的几何形状。注意,在根据图45所示的本发明的装置中,与图42至图44所示的现有技术的插管相反,插管的较短的、最远部分的截面面积比较长的、较近部分的截面面积大,该长的较近部分的截面较小。

[0117] 本发明的上述特征可用于由远至近的外科手术分离以及由近至远的外科手术分离。

[0118] 另外,在本发明的具体实施方式中,更具体地如图7A、图7B、图9A和9C所示,插管的船首状部180的上表面181具有增大的平坦接触区域,该接触区域任选地包括在船首状部180与患者的TCL之间延伸的肋182。在当前优选实施方式中肋182紧密地间隔开,其还防止静止的(即,还未展开的)刀无意地切割可能突出到腔体中的组织。该平坦的或有肋的表面还阻止插管绕其纵轴线旋转,从而在刀稍后展开时,该刀在与TCL的待分开的TCL表面垂直的平面上旋转。该平坦的接触区域还防止船首状部180在由医生插入且前进后与TCL的多个纤维组织卡合。

[0119] 现在参照图 7A 至图 13B, 示出了用于 ECTR 中的内窥镜外科手术装置的多个优选实施方式, 其中船首状部相对于插管轴弯曲或成角度 (即, 船首状部的末端位于由插管轴的上表面所限定的平面上方), 并结合有展开的船首状部。如本文所述, 各插管可特别地适于具体的应用 (在本实施方式中为 ECTR)。

[0120] 更具体的是, 图 7A 和图 7B 是根据本发明一个具体实施方式的内窥镜外科手术装置 155 的侧视图。装置 155 包括把手 170, 把手 170 上连接有可分离的插管 160。插管 160 为末端弯曲的插管 (即, 远表面 163 位于轴 169 的上表面的上方), 其中, 刀片 165 通过拉动机械致动器 168 而展开, 该机械致动器 168 使得刀突出在腔体上方。注意, 插管 160 可包括与 EM 模块通信的成像组件 (图 7A 至图 7B 的 162), 或者可包括本领域中已知类型的光学内窥镜 (图 4B 或图 8D 的 167), 如以上针对图 1 和图 2 所讨论的那样, 该成像组件的全部或部分可位于把手 170 中。

[0121] 在本实施例中, 插管 160 的船首状部 180 固定 (即不落下), 并且致动器 168 通过连杆 (图 8B 至图 8D 的 172) 连接到刀片 165 的近端。刀片 165 在枢转点 166 处固定到插管 160 的远端。因此, 刀片 165 可通过移动致动器 168 从插管的船首状部中的腔体沿弓形 (即曲线) 路径展开, 以通过杆推动刀片 165 的近端, 如图 7B 所示。通过使致动机构 168 反向, 并且由此拉动杆 172, 而使刀片 165 沿相反的弓形轨迹缩回至其在插管 160 的船首状部中的静止位置, 如图 7A 所示。本领域技术人员可以看出, 这样的轨迹能够减少松散组织在刀片缩回期间收紧, 该松散组织可位于船首状部的上方。

[0122] 更具体地参照图 8A 至图 8C, 至少一部分成像装置 162 靠近展开的船首状部的近端而装入插管 160 的轴的远端部分内。在当前的优选实施方式中, 成像装置 162 优选包括装配有透镜 162a, 或者作为选择, 装配有光学仪器 (图 8D 的 167) 的图像传感器 184 (例如 CMOS、CCD 或 FOVEON)。如果需要, 图像传感器 184 和透镜 162a 可封装在分离的透明壳体内。而且, 靠近透镜 162a 定位光源 186, 该光源 186 例如为一个或多个 LED, 或者作为选择, 为从插管外部源引导光的光通道或光传输纤维的输出端。附加地, 如果需要, 插管的展开船首状部可例如由丙烯酸树脂的透明材料制成, 并可以固定或可动。

[0123] 现在参照图 9A, 示出了本发明一个具体实施方式的固定船首状部的可分离插管的立体图, 如以上针对图 7A 至图 8C 所述。在该实施方式中, 插管 160 的轴平直。插管 160 经由连接器 161 与把手 (例如图 7A 和图 7B 的把手 170) 可分离地连接。连接器 161 设置为既与装置的致动机构机械连接, 也与把手 170 中的电子器件电连接。例如, 连接器 161 包括在使用时与电子模块上的引脚 (图 39A 至图 39B 的 410) 匹配的阴连接件。作为选择, 如图 4B 和图 8D 所示, 内窥镜 167 可穿过连接器 161。注意, 内窥镜 167 包括与 EM 模块接合的连接器, 从而将由内窥镜 167 获得的图像提供到 EM 40 上的电子器件。

[0124] 图 9B 和图 9C 表示根据本发明的包括可展开刀的固定船首状部的插管的可选实施方式。更具体而言, 插管 160' 包括位于该插管 160' 远端处的展开的固定船首状部, 其轴为曲线。与图 9A 所示的实施方式相比, 插管 160' 的轴的曲线布置使得能进一步抬起船首状部, 这可用于在 ECTR 期间推开脂垫。

[0125] 与此类似, 图 9C 的插管 160'' 的轴包括在点 160'' a 处的角弯曲。

[0126] 该曲线和成角轴使得容易接近手术位点, 在使用直轴插管时该手术位点不易接近 (即, 在 ECR 的情况下从手掌朝手腕靠近)。

[0127] 现在参照图 10A 至图 10C,更详细地示出了从图 9A 的插管 160 的船首状部展开刀片的示意图。更具体的是,图 10B 表示插管 160 的刀片 165 静止。为了展开刀片 165 而展开把手处的致动机构,在本实施方式中,该致动机构推动杆 172,从而使刀片 165 沿由销 166 和刀片槽 169 限定的弓形路径运动。图 10A(以虚线)示出在展开期间刀片 165 所遵循的弓形路径。附加地,图 10C 表示完全展开的刀片 165,使得销 166 在刀片槽 169 的展开端处静止。

[0128] 现在参照图 11A、11B、12A、12B、13A 以及 13B,示出了可用于针对本发明系统的插管的三个具体实施方式,以执行 ECTR。更具体的是,图 11A 和图 11B 中所示的插管为具有可动刀片 165 的固定船首状部插管,如以上针对图 7A 至图 10C 所述的那样。在图 11A 和图 11B 的插管 160 中,船首状部固定地附接到插管 160 的轴,并且不与其分离地运动,同时刀片 165 可有选择地致动,如上所述。

[0129] 与图 11A 和图 11B 的插管 160 相反,图 12A 和图 12B 中所示的插管 190 具有可动的船首状部 192 和固定刀片 195。在图 12A 和图 12B 的插管 190 中,刀片 195 固定地附接到插管 160 的轴,并且不与其分离地移动,同时可有选择地致动船首状部 192 以降下,从而使 TCL 暴露于刀片 195。

[0130] 上述两种插管均为“单动作”插管,因为仅执行单一动作来展开刀片(即,船首状部降下或刀片升起)。图 13A 和图 13B 中所示的插管 200 为“双动作”插管,其中刀片使船首状部 202 降下并使刀片 205 升起而露出。更具体而言,在一个具体实施方式中,在插管 200 中结合致动机构,插管 200 与装置的把手上的致动机构或杠杆连通,以同时使船首状部 202 落下并使刀片 205 展开,使其沿由枢转销 207 和刀片槽 206 所限定的弓形路径枢转。

[0131] 在操作时,容纳在插管 160、190、200 的船首状部内的刀片 165、195、205 的目的是为了分开 TCL。在插管 160、190、200 插入和前进期间,展开的船首状部和肋 182(如果包括)保护刀片 165、195、205 不与组织有任何接触。当船首状部到达 TCL 远边缘处的期望位置时,医生可展开刀片 165、195、205,以开始分开 TCL。如果展开的船首状部可动,则如图 12A 至图 12B 的实施方式中那样,通过在刀片 195 保持固定的同时使展开的船首状部下降的机构而实现展开刀片 195。如果展开的船首状部固定,则可通过一机构来展开刀,该机构沿弓形路径使刀向上突出,直到刀突出在展开的船首状部上边缘上方时为止,如针对图 10A 至图 10C 以及图 11A 至图 11B 所述的那样。作为选择,一机构既可使可动的展开船首状部降下,同时使刀沿弓形路径向上突出,如针对图 13A 至图 13B 的具体实施方式所述的那样。

[0132] 注意,虽然在此描述了用于降下船首状部/升起刀片的一个具体的机构,但这并不意味着形成限制,因为可使用其它的致动机构,同时也落入本发明的精神内。例如,本发明插管的刀片和/或船首状部可利用电子学方案展开,例如通过该装置的把手上的按钮电致动的电磁体和/或电磁线圈和/或其它机构。附加地,插管可包括一个或多个可动作的扳机、杠杆或按钮,以操作可动的展开船首状部、可动的刀片或者操作这两者。作为选择,部分或全部的扳机、杠杆或按钮可包含在把手中。

[0133] 现在参照图 14,示出了根据本发明一个具体实施方式的插管 170 的船首状部 180 的剖视图,该插管用于执行腕管韧带松解过程。如图 14 所示,与图 15 和 16 的现有技术相反,本发明展开的船首状部 180 限制插管的移位(图 15)和旋转(图 16),因此减小了刀接近尺骨神经和/或动脉的可能。注意,船首状部 180 的展开部分与钩骨(H)的钩重合,这限

制了插管的移位,同时船首状部的平坦且宽阔的上表面紧靠 TCL,这阻止了插管旋转。

[0134] 针对本发明,可沿插管的整个长度形成展开边缘。作为选择,展开边缘仅可延伸通过船首状部,或者甚至可延伸在船首状部的受限部分上。有利的是,该展开边缘在其前进时通过切开或分离组织层而用于在 TCL 和腕骨囊(或其它组织)之间形成空间。附加地,展开边缘可提供较大的可视区域,并进一步阻止腱和神经与由插管形成的外科手术空间干涉。另外,在本发明的一个具体实施方式中,肋提供窄的保护槽,以在插管前进时确保组织与刀片隔离,因此减少潜在伤害。

[0135] 如果需要,插管船首状部的最远部分可结合有实施在远端船首状部的展开边缘中的解剖器末端。在这样的实施方式中,远端船首状部的具有展开边缘的末端应略微修圆,并可用于分离预先存在的组织平面,例如在插管引入并前进时,通过切开而在韧带与腕骨囊之间形成空间。因此,当插管前进时,展开的边缘可形成自身的空间。

[0136] 注意,插管的上述实施方式并不意味着形成限制,因为可使用其它插管设计用于 ECTR,而保持在本发明的精神内。例如,图 17A 至图 17C 示出了根据本发明的具有远端船首状部的弯曲末端插管 140 的另一个具体实施方式。与前述的实施方式一样,插管 140 包括刀 125 和光学装置 130。注意,在所示的具体实施方式中,光学装置 130 为与目镜 144 光学连通的内窥镜。附加地,弯曲末端的插管 140 可沿插管 140 的长度露出刀 125 和光学装置 130(即,插管 140 在其顶面处具有通道开口)。在一个实施方式中,刀 125 和光学装置 130 可沿插管 140 的顶面由远端至近端地露出,从而在刀 125 释放后,刀 125 和光学装置 130 可沿插管的纵轴线一起运动。在另一个具体实施方式中,插管 140 可具有基本为“U”形的截面,从而刀 125 和光学装置 130 可容纳在插管 140 内。在其中弯曲末端的插管 140 独立于刀/光学装置组件的实施方式中,可在刀 125 与插管 140 分离之后,通过向近侧拉动刀/光学装置组件而切断韧带 110。在另一个实施方式中,刀 125 的切刃可在利用刀切割韧带 110 之前利用展开机构展开。

[0137] 更具体地参照图 17A,在本发明的一个具体实施方式中,弯曲末端的插管 140 遮住刀的刀刃,从而在插入插管 140 期间保护刀刃。在图 17A 至图 17C 所示的具体实施方式中,使用一体式刀/光学装置组件 132。刀/光学装置组件 132 可结合有固定地附接到具有刀刃的刀 125 的光学装置 130。

[0138] 现在参照图 17B,在插入插管 140 后,刀/光学装置组件 132 可缩回,而插管 140 保持在合适位置。在一个实施方式中,刀 125 可具有末端接管 126,该末端接管 126 可接合插管 140 的远端,用于将刀 125 固定在插管 140 内。在一实施方式中,刀 125 可通过压低释放机构(例如参见图 17A 的 168)而从插管 140 内缩回,该释放机构使末端接管 126 与插管 140 的远端分离。在该实施方式中,可通过匹配阻止旋转的截面来限制插管 140 与刀/光学装置组件 132 之间的旋转。

[0139] 参照图 17C,当刀 125/光学装置 130 通过韧带 110 向近侧拉动时,可因此分开韧带 110。在一个具体实施方式中,插管 140 可通过固定装置保持在合适位置。在一特定实施方式中,固定装置可以是穿过患者的皮肤插入插管 140 末端处的平头钉开口中的平头钉 135。如果插管的远端船首状部位于合适位置,则平头钉 135 可插入穿过皮肤和插管 140 的平头钉开口,以允许通过光学装置 130 看到韧带 110 的远端边缘。在其它实施方式中,固定装置可以为经皮装置,例如强磁体,该强磁体吸引插管的船首状部穿过患者的皮肤。

[0140] 图 17A 至图 17C 的光学装置 130 可为柱形形状,并可具有切割成角度 131 的远端,如所示的那样。在特定的实施方式中,光学装置 130 的远端的角度可以接近或等于  $45^{\circ}$ 。在另一个实施方式中,光学装置 130 的远端的角度可以接近或等于  $30^{\circ}$ 。在一个具体实施方式中,插管 140 的弯曲末端 141 的至少一部分可由透明材料形成。例如,可用丙烯酸树脂形成弯曲末端插管 140 的至少一部分。

[0141] 参照图 18A 和图 18B,弯曲末端的插管 140 和刀 / 光学装置组件 132 可结合有目镜 144 或可与电子模块连接(例如参见图 4B)。在一个实施方式中,弯曲末端的插管 140 可以为一次性刀片组件的部件。如图 18B 所示,插管 140 可独立于刀 / 光学装置组件 132。使用时,医生可在内窥镜可视的情况下将具有刀 / 光学装置组件 132 的插管 140 插入患者的手中,然后可展开刀 / 光学装置组件 132,以切割韧带。注意,如本文其它部分所述,当前描述的图 18A 至图 18B 的内窥镜外科手术系统可以使用或不使用电子模块。但这并不意味着形成限制,因为本实施方式的刀 / 光学装置组件 132 可附加地适于使用光学系统和电子模块,如将除了其它图以外针对图 1 至图 4D 更具体地描述的那样。

[0142] 注意,本发明的插管并不意味着限制为图 18A 和图 18B 所示的那样。例如,如果需要,插管和刀 / 光学装置组件可组合到单一的非独立式组件中。附加地,如果需要,不必沿顶面打开插管,并且不必露出刀和光学装置的长度。相反地,在这样的实施方式中,插管在末端处具有小开口,该小开口足以允许切割,并且任选地,当刀露出时光学可见。

[0143] 现在参照图 19A 至图 19C,示出了覆盖或遮盖刀 125 的刀刃的弯曲末端的插管 150 的一个具体实施方式,从而在插管 150 插入期间刀刃可得以保护。在该实施方式中,在插管插入期间,刀 125 的刀刃可位于受保护的位置中。与图 17A 至图 17C 的实施方式一样,刀 / 光学装置组件 132' 可结合到固定地附接于具有刀刃的刀 125 的光学装置 130。

[0144] 参照图 19B,在插入插管 150 后,可展开刀 125。在所示的实施方式中,刀 125 可通过使插管 150 的远端船首状部 150b 变直而露出(即,使末端降下,从而末端平面接近插管船首状部的顶面的平面)。

[0145] 更具体地如图 20A 和图 20B 所示,可使用活动铰链、销和 / 或传统铰链,以易于致动远端船首状部 150b,从而打开和关闭远端船首状部 150b。附加地,其它的实施方式也是可行的。例如,在一个具体实施方式中,刀 125 的刀刃起初位于缩回位置中,刀刃可被展开到延伸位置中,以利用展开机构切割韧带 110。在图 20A 和图 20B 所示的实施方式中,可利用释放机构 160 使插管的远端船首状部 150b 变直。释放机构 160 可结合有横向销 154 和槽 152,如图 20A 和图 20B 所示。在一个具体的优选实施方式中,槽 152 可布置在插管 150 的末端 151 处的远端船首状部 150b 中。

[0146] 在本发明的另一个实施方式中,刀 125 可或近或远地缩回一较短距离,该距离优选小于 10mm,更优选小于 2mm-3mm。通过使刀 125 缩回,可使横向销在形成于远端船首状部 150b 中的槽上移动。如果需要,可在插管上结合一接合机构(未示出),以与释放机构接合。该接合机构可被压低,以露出刀 125(例如参见图 7B 的接合机构 168)。例如,可设置接合 / 致动机构,压下该接合 / 致动机构使横向销 154 沿槽 152 运动。

[0147] 参照图 19C,当插管 150 和刀 / 光学装置组件 132' 作为一整体穿过韧带 110 向近侧拉动时,韧带 110 可被分开。需要切断韧带的刀片 125 的通路可能为一个以上。

[0148] 更具体地参照图 20A 至图 20B,槽 152 可以形成为不同的角度,并且还可以成形为

与弯曲末端的旋转中心同心的弧段。图 20A 和图 20B 仅示出了用于槽和销的组合的一个可行实施方式。如所示,远端船首状部 150b 可通过推动释放机构而变直。当推动释放机构时,销 154 可在插管中沿槽 152 上升,使得插管的远端船首状部 150b 变直。在远端的船首状部变直时,使刀 125(图 19B) 露出,以允许切割韧带 110。由前述可以理解,其它的槽方向也是可行的,而且仍然保持本发明的精神。

[0149] 如前述的实施方式那样,插管 150 的远端船首状部 150b 可由透明材料形成。在一个特定的实施方式中,插管 150 的远端船首状部 150b 可由丙烯酸树脂形成。

[0150] 具有扩展器装置的插管

[0151] 在本发明的优选实施方式中,内窥镜外科手术系统可利用各种外科手术工具、诊断或治疗工具,并且可以结合一个或多个致动器。可使用的工具的实施例可包括剪刀、刀片、握持爪、扩展器和推动工具。因此,当前插管可适于包含并操作各种工具。因此,用于操作各种工具的致动器可与插管和 / 或与把手一体制成。附加地,如果致动器一体形成在插管上,则把手可具有靠近附接位点的切除部,以为不同的插管附接提供扳机 / 致动器空间。

[0152] 更具体而言,现在参照图 21A 至图 24,示出了用于在内窥镜外科手术过程中形成或保持软组织手术腔体的扩展器装置 210。例如,与图 7 至图 13 所示的腕管插管相反,图 21 至图 24 中所示的扩展器装置特别适用于其中必须产生较大临时组织腔体的外科手术中,以接近待手术操作的特定解剖结构。这些过程包括但不局限于腱鞘松解术,例如扳机状指的松解、Dequervain 松解和后胫骨腱松解。图 21A 至图 24 的扩展器装置还可用于连接组织横切术,例如常见的网球肘松解、足底的一个或多个筋膜切开术。而且,图 21A 至图 24 的扩展器装置特别适于执行神经松解操作,例如尺骨管松解、旋前肌管松解、Morton 神经瘤松解以及跗骨管松解。通常对于所有这些外科手术过程而言,待操作的解剖结构被必须移位的大量的皮下组织覆盖。

[0153] 如图 21A 至图 21B 所示,扩展器装置包括扩展器插管 212 组件,该扩展器插管 212 组件引入主体和可膨胀网或骨架组件 214 中,可膨胀网或骨架组件 214 通过该插管展开。该骨架在展开后遮盖或支撑与相关的解剖结构隔开的相邻组织,以允许其内窥镜可视并且进行外科手术操作。

[0154] 在本发明的一个具体实施方式中,如图 22A 和图 22B 所示,扩展器装置 210 为分离的单元,并可与图 1 至图 4D 中所示的一个装置类似的装置的内窥镜外科手术成像插管部分可匹配地接合。该扩展器插管 212 首先被引入主体中。接着插入并展开扩展器网并扩大外科手术腔体。之后,内窥镜外科手术装置上的插管 216 穿过已引入的扩展器插管而引入外科手术腔体中,更具体如图 22A 和图 22B 所示。换言之,将允许引入扩展器装置的第一插管插入手术区域中。通过插入扩展器装置来保持外科手术腔体。最后,将第二插管 126 插入穿过第一插管 22 并插入到外科手术腔体中,以在显示器中可视地进行外科手术过程,第二插管 126 容纳与把手和电子模块 EM 连接的成像装置和外科手术、诊断或治疗工具,如以上针对图 1 至图 4D 所述的那样,显示器理想地位于无菌的手术区域内。

[0155] 在图 23A 和图 23B 所示的另一个实施方式中,扩展器装置 220 可结合到内窥镜外科手术器具中,例如图 1 至图 4D 所示的装置。通过致动器机构,扩展器可在主体内膨胀,以形成手术腔体。该实施方式允许内窥镜器具同时产生工作空间、照亮该区域、输送工具(例如图 23B 和图 24 所示)并提供用于外科手术过程的图像。换言之,如以上针对图 1 至图 4D

所述,容纳成像装置、医疗工具并装配有图 21 的扩展器装置的插管(即,其通过致动器展开)可与把手和电子模块连接,插管与无菌手术区域内的显示器连通,医生可在无菌手术区域内即时地可视所述过程。

[0156] 作为将装置形成为两部分的可选方式(如图 23A 和图 23B 所示),扩展器装置、成像装置、外科手术工具、把手以及电缆可结合到单一的一次性无菌单元中,该一次性无菌单元与分离的电子模块和显示器单元连接,该电子模块和显示器单元装入一次性无菌封装件中,并布置在无菌手术区域中,如图 4D 所示。

[0157] 在本发明的另一个实施方式中,内窥镜外科手术器具可包括用于可视的成像装置以及图 21 中所示的扩展器装置,但是可省略任何类型的外科手术装置。如图 23C 所示,利用根据该实施方式的内窥镜外科手术装置,可通过另一个小切口将分离的外科手术工具 222 引到外科手术腔体中并引到啮合元件之间。这将使外科医生可用一只手操作外科手术工具,而用另一只手稳住成像器具,因此避免失真。

[0158] 在图 24 所示的另一个实施方式中,内窥镜外科手术装置 224 包括成像装置和外科手术工具,但不包括扩展器装置。在该实施方式中,扩展器装置 226 首先单独插入穿过其自身的插管,以产生和/或保持所期望的外科手术腔体。在扩展器已定位并致动后,根据本发明一个实施方式的内窥镜外科手术装置分离地插入穿过另一个小切口,并插入啮合元件之间的外科手术腔体中,以执行所述过程。图 24 的装置和以此所述的方法的作用在于保持外科手术腔体远离内窥镜外科手术器具,因此去除了运动阻力,并易于进行精密的外科手术操作。如果需要,附加地如图 24 所示,可将分离的刀 228 或其它器具通过第三个小切口引入外科手术腔体中。在该方式中,可使保持外科手术腔体的功能、成像功能以及外科手术工具的功能分开。如果使用分离的外科手术工具,例如刀或其它器具,在具体的过程中,可以省略,或作为选择,不使用或仅最低限度地使用图 24 的内窥镜外科手术装置的末端处的外科手术器具。这可能是需要穿刺控制和稳定性时的困难过程中的较好选择。

[0159] 图 21 至 24 的插管和扩展器装置在插入并展开之后,可用于形成外科手术腔体。作为选择,待由扩展器保持的实际空间可由外科医生利用不同的器具在插入插管和扩展器之前形成,该不同的器具例如为止血钳,其为通常使用的普通外科手术器具。

[0160] 图 25 至 34 表示可用作本文所述发明的扩展器装置和组件的具体实施方式。

[0161] 现在参照图 35A 至 36C,示出了可针对本发明实施的另一个外科手术工具。参照图 35A,本发明一实施方式可包括互换插管,该可互换插管具有用于不同目的的不同末端。可重复使用的或一次性把手 300 可与可互换的插管 302 一起使用。内窥镜 301 或可选的电子成像装置可包含在把手 300 中。图 35B 示出了工具的缩回位置,图 35C 示出了工具的露出位置。在一实施方式中,插管可包括两个致动器。第一致动器可为接合机构 304。接合机构 304 可用于使插管的成角远端 303 缩回,以露出工具。第二致动器可为扳机 305,该扳机 305 可用于控制工具的运动。在一个实施方式中,该工具可为剪式工具。剪式工具 308 可包括静止刀片 306 和旋转刀片 307。

[0162] 如图 36A 至 36C 所示,插管中还可包括多个可致动的工具。更具体而言,这些图示出了附接到把手的插管的操作,把手包括多个致动器,其中插管包括扩展器装置和用于切割的剪式工具,扩展器装置用于使脂垫或其它干涉元件远离手术位点。扩展器 310 可例如用于隔离用于成像、切割或执行其它外科手术、诊断和治疗过程的区域。在一个实施方式

中,扩展器 310 可利用接合机构 304 得以控制,以使插管 302 的远端 303 缩回。

[0163] 可使用除了和 / 或取代当前图中所示的工具之外的其它工具。

[0164] 把手 :

[0165] 本发明的系统附加地包括与插管连接的重量轻的无菌把手、非无菌的可重复使用的电子模块 (EM) 和接收器 - 监控器单元。在另一个实施方式中,EM 可以为一次性的。在本发明一个具体实施方式中,非无菌的 EM 插入把手的腔室中并密闭。在把手关闭之后,其外部无菌并因此能够用作无菌区域的外科手术器具。例如,图 1 示出了根据本发明的这样的内窥镜外科手术装置,其中利用连接器 (例如图 4A 的馈通连接器 35) 连接一次性插管与把手,该一次性插管包括至少一部分成像装置并具有适用于具体外科手术过程的末端。所述连接器使插管的电子器件与已插入到内窥镜外科手术装置把手中的 EM 连接。一旦插入把手中,EM 就例如通过图 1、2、3、4A 至 4C 的无菌帽 32 封入,从而在其关闭后,手柄和帽组件外部无菌,并可用作外科手术无菌区域的外科手术器具,无菌帽 32 可附加地包括密封件。

[0166] 而且如图 4A 所示,内窥镜外科手术工具的把手 30 内部的 EM 40 可向接收器 42 传输数据,包括处理的图像数据,接收器 42 捕获数据并将其中继到显示器 50。虽然图 4A 中示出为与接收器无线连通,但另外的实施方式可包括位于把手与接收器之间的有线连接。

[0167] 把手 30 (图 1 和图 2) 适配于医生手部,并且为可灭菌的,或者在另一个实施方式中 (图 4D),作为无菌封装件中的单元与插管和线缆连接器接合。其可包括外科手术器具致动机构 (例如扳机或杠杆 168) 的部分。非无菌的 EM40 (图 2) 容纳在把手内。该 EM 包括因不耐热性和化学敏感性而可能难于灭菌的组件。把手部分在无菌区域和 EM 之间形成障碍。在一个具体实施方式中 (图 2),在外科手术之前,可重复使用的电子模块 40 降入把手中的开口中,并用帽 32 密封。通过馈通连接器 35 在插管中建立与成像装置的电连接。在光学纤维照明的情况下,光缆将与包括光源的可重复使用的电子模块连接。于是把手部分通过帽 32 以密封的方式关闭。可通过例如密封环、螺纹接合或紧配合表面来提供密封。在与 EM 密封馈通的情况下,可将致动器 (例如致动器 34)、按钮和 / 或控制功能的其它装置设置在把手上。如前所述,在一个实施方式中,插管为一次性的,并且把手可在例如在高压灭菌器中灭菌之后重复使用。在另一个实施方式中,把手、插管和连接器电缆一体制成,并成为在使用后可被丢弃的一个单一的无菌封装单元。

[0168] 附加地,在一个具体实施方式中 (图 3A),把手 30 可包括可附接有显示器 54 的壁 36。附接口 38 设置成用于连接显示器与 EM。所述壁设置有助于使显示器沿三个轴中的任何一个或所有三个轴旋转的机构,以提供外科医生的可视化需要。

[0169] 电子模块

[0170] 现在参照图 37 至 39,示出了集成电子模块 (EM) 400,其可与图 2 的 EM 40 相同或类似。EM 400 的大小适合接收在把手 300 内,并设计成执行一个或多个下列功能 :

[0171] (1) 为成像装置提供动力,成像装置的一部分位于插管内 ;

[0172] (2) 如果需要,为插管电子器件提供控制信号 ;

[0173] (3) 为一个或多个位于成像装置内的 LED 或者插管的船首状部提供动力,或者作为选择,提供待经由内窥镜、光纤或光通道的光通路传送到插管的远端的光 ;

[0174] (4) 电处理通过插管内的图像传感器捕获的图像,或者作为选择,视频捕获和处理来自插入插管的内窥镜的光图像 ;

[0175] (5) 将处理后图像无线传送到耦合于显示器的接收器,或者作为选择,经由线路(USB 或其它)将图像传送到限定监控器或显示器;

[0176] (6) 记录处理后的图像,用于以后的下载;

[0177] (7) 为 EM 内的图像处理器、摄像机、无线发射器和记录器和 / 或 EM 外的显示器提供动力;

[0178] (8) 向把手外部传输用于处理的原数据。

[0179] EM 400(图 37)可包括下列组件中的一个、全部或任意的组合:图像传感器、摄像机、图像处理器、光源、电源、电池(可充电的或者不可充电的)、无线传输器、记录器、存储模块(存储棒或存储器片)、例如 USB 型连接器之类的连接器(例如,参见图 4B)。注意,在一个优选实施方式中,至少图像传感器和 LED 光源位于插管中,而不是位于集成电子模块 400 上。然而,在这样的实施方式中,EM 通过电连接器与插管中的电子器件电通信,管脚 410a 可以是电连接器的一部分。

[0180] EM 400 为一体式可移除模块,该可移除模块除了其它组件之外包括用于为把手和 / 或插管提供功能性所必需的电路。例如,在一实施方式中,其中图像传感器远离 EM 400 定位,即朝向插管的远端定位,该实施方式的 EM 400 可包括处理和 / 或发送来自插管中的图像传感器的信息所需要的电子电路 420。附加地,在一个优选实施方式中,EM 400 包括为器具提供动力的电源 430。如果图像传感器、摄像机、光源等包含在 EM 400 中,那么电源 430 将附加地为这些装置提供动力。在一个具体实施方式中,电源 430 为可充电电池。

[0181] 附加地,在一个具体实施方式中,其中来自图像传感器和 / 或图像处理器的信号无线地中继到显示器,EM 400 的电路板 420 上的电子电路将附加地包括无线传输器,以向远程接收器和 / 或显示器传送数据。如果需要,EM 400 还可包括用于记录数据的装置、光源和 / 或电缆连接器,该电缆连接器用于将把手 300 连接到限定显示器,从而将 EM 400 连接到限定显示器,该显示器用于显示在插管的远端处捕获的图像。连接器 434(例如 USB 连接器、RCA 插座、同轴连接器、FIREWIRE 连接器或其它类似连接器)还可包含在与 EM 400 连通的把手 300 中,以为 EM 400 提供外部连接,通过 EM 400 可输出由装置收集的图像。附加地,在其中电源 430 为可充电电源的一个具体实施方式中,连接器 434(例如 USB)可以是这样的类型,即,当其连接到动力源时会使电源 430 再充电。存储卡或存储器片(未示出)可结合在 EM 中和 / 或可经由把手上的连接器与 EM 交界,以记录源自于成像装置的图像数据。注意,如果需要,电源 430 和 / 或其它组成 EM 400 的物品可设置在通过连接器 434 与 EM 400 连接的分离的独立单元中。

[0182] EM 400 可以是非无菌的并可重复使用。例如,EM 400 可插入在过程中使用的把手中,然后可在过程后去除,从而可再次灭菌或处理该把手。然后可将 EM 400 重新设置在已灭菌的把手中,或设置在新的把手中,用于在另一过程中的中间重复使用。一旦将 EM 400 插入把手中并用无菌帽 432(或者用图 1 至图 4B 的 32)密封,则其被隔离成使得整个组件的外表面保持无菌,并可用于无菌的手术区域内。

[0183] 在另一个实施方式中(图 4D),EM 40 的全部或部分位于把手外部,并经由电缆 52 与把手连接,电缆 52 传送来自插管 20 的末端处的成像装置的原始图像数据。

[0184] 监控器或显示器

[0185] 回头参照图 1、3A 至 3B 和图 4,可以看出,本发明的系统 10、10'、10''、10''' 和 10''''

包括显示器 50、54, 显示器 50、54 可理想地位于手术区域内。显示器 50、54 的目的是为了向医生提供当由位于插管 20 中的成像装置所捕获时的即时图像, 而不从无菌外科手术位点转移其视线。

[0186] 更具体地如图 3A 所示, 显示器 54 可通过臂 36 附接到把手 30', 臂 36 具有与 EM (图 4A 的 40') 的直接连接 38。臂 36 允许显示器 54 沿三个轴线中的任何一个或其全部旋转。作为选择, 或另外地, 如图 1 和图 4D 所示, 显示器 50 可与把手 30 分离, 并可放置在为医生提供可视需要的任何位置中。当与把手分离时, 显示器 50 可经由接收器 56 无线 (如图 3B 所示), 和 / 或通过有线连接 (如图 1 所示) 或通过 EM 的直接连接 (图 4D) 接收来自 EM 的图像数据。图 1 的有线连接 52 可利用任何类型的合适电缆或连接器 (例如同轴电缆、USB 电缆、FIREWIRE 连接或等同物) 来实现。

[0187] 附加地, 显示器 50、54 可以是包括但不限于 LCD 平板显示器或 TV 监控器的公知类型的显示器。作为选择或另外地, 图像可从 EM 传输到一个或多个监控器或投影机, 监控器或投影机可将图像显示或投影到 无菌手术区域的内部或外部的可选位置。

[0188] 在一个具体的优选实施方式中, 显示器 50、54 接收来自 EM 40' 的处理后图像, EM 40' 位于装置的把手中。然而, 应理解, 如果需要, 显示器 50、54 可附接到处理装置, 该处理装置接收来自电子模块的原始图像数据, 并处理来自把手外部的图像数据, 以显示在显示器 50、54 上。

[0189] 参照图 40A 至图 40D, 示出了一些可由本发明使用的用于向显示器传送图像数据的可选途径。例如, 现在参照图 40A, 图像传感器 510 和图像处理器 520 位于插管和 / 或把手 500 中, 其中已处理的图像经由有线连接 550 提供到显示模块 530, 显示模块 530 包括显示器 540。注意, 虽然为了示意的目的, 插管 / 把手组件 500 示出为一体式组, 但应理解, 插管可从把手可分离地移开, 或与把手一体制成, 如本文所述。附加地, 图像传感器 510 和图像处理器 520 可位于把手中、插管中和 / 或可部分分布在插管和把手的每一个中。

[0190] 现在参照图 40B, 示出了其中图像传感器 510 位于组件 560 的插管中和 / 或把手中的实施方式, 同时图像处理器 520 的至少一部分位于显示器模块 580 中。这样, 插管 / 把手组件 560 经由有线连接 550 将来自图像传感器 510 的原始图像数据发送到显示器模块 580。

[0191] 除了插管 / 把手组件 560' 包括无线传输器 570, 并且显示器模块 580' 包括无线接收器 590, 以及来自图像传感器 510 的原始图像数据无线地传输到图像处理器 520 之外, 图 40C 的系统与图 40B 的系统基本类似。类似地, 除了插管 / 把手组件 500' 包括无线传输器 570, 并且显示器模块 530' 包括无线接收器 590, 以及将通过图像处理器 520 处理的图像数据从组件 500' 无线地传输到显示器模块 530' 之外, 图 40D 的系统与图 40A 的系统基本类似。

[0192] 更具体地参照图 3A, 示出了同轴的内窥镜外科手术腕管松解插管 20 的一个具体实施方式, 该腕管松解插管 20 与包括显示器 54 的把手 30' 连接。插管 20 如本文别处所述可以是直的、成角的或弯曲的。附加地, 如图 3A 所示, 把手 30' 可结合有连接器 38, 监控器臂 36 可通过该连接器 38 连接显示器 54 与 EM 40' 的把手 30'。附加地, 电缆、电线和 / 或其它连接器 (未示出) 可通过臂 36 与把手 30' 内的组件有线连接或有线接触。例如, 在一个具体实施方式中, 在显示器 54 与把手 30' 中的 EM 之间延伸的电缆 (未示出) 可在显

示器臂 36 中的内腔内延伸。作为选择,显示器 54 可无线地接收来自把手中的 EM 的图像。

[0193] 在一个实施方式中,监控器可绕垂直于把手的纵向平面的轴线旋转。附加地,显示器 54 可定位成容易看到,而无需移动插管 20。虽然图 3A 中示出了把手与插管 20 为同轴,但是,如果需要,把手可与显示器偏离,而不是同轴。另外,如果需要,显示器可与把手 30' 分离,并且无线地使用,或通过有线连接(即,在进行外科手术的同时设置在台上)使用。

[0194] 如针对 EM 的以上所述,装置 10、10'、10''、10''' 和 10'''' 可包括电源(图 39A 的 430)。如果需要,电源(图 39A 的 430)还可为显示器 50、54 的提供动力。

[0195] 附加地,为了确保包括显示器 50、54 的系统的无菌化,当显示器 50、54 位于手术区域内时,其可装入包括穿过型连接器的无菌塑料袋或容器内(图 4D 的 60)。这样的穿过式连接器可以是例如阴连接器、同轴连接器、RCA 连接器等的任何已知的连接机构,该连接机构可在袋内的显示器 50、54 和 / 或 EM40 与把手 30 或插管 20 内的组件之间提供电接触,同时保持无菌化。附加地,塑料袋可包括拉链封闭机构或其它气密封闭机构。在本发明一个具体实施方式中,塑料袋可包括用于通过袋壁保持清楚可见监控器屏幕的平坦部分或刚性部分。在其它实施方式中,所述袋可包括 VELCRO™ 或其它粘合剂,以防止袋聚拢在屏幕前部和 / 或将平坦的或刚性的部分保持在屏幕前部的合适位置。

[0196] 如果需要,可省略塑料袋,而显示器 50、54 和 EM 40 的外壳可被制成为水密性。在这样的实施方式中,防水显示器 50、54 可通过消毒液(例如 CIDEX™)进行消毒,以使其无菌化。附加地,当前所有实施方式的接头、显示器和把手可制成为防水,用于在液体消毒液中消毒而呈无菌性。

[0197] 作为选择,或另外地,传统的非无菌性监控器可设置在内窥镜塔架上,该传统的非无菌性监控器为在外科手术套件中通常形成的类型,非 无菌性接收器连接到内窥镜塔架,并且记录或打印装置可附接到内窥镜塔架。

[0198] 虽然以上某些实施方式描述了具有定位在把手中的 EM 的显示器 50、54 的使用,但如可从图 4D 所示的实施方式容易看出,这并不意味着形成限制。相反地,可以看出本发明的插管和把手是如何能够向显示器提供图像的,显示器与和 EM 连通的內窥镜的近端处的摄像机连接。该实施方式通过图 4B 进行描述。

[0199] 图 42 至 44 表示某些现有技术装置的代表性俯视图、前视图和剖视图,并示出了这些装置的截面尺寸在其整个长度上不发生改变,或者由近到远逐渐变细。现在参照图 45,可以看出,在本发明的一个实施方式的俯视图、前视图和剖视图中,改变插管的几何形状以实现前述的优点。

[0200] 在其它优点中,通过在手术区域内设置显示器,特别是与插管“同轴的”显示器,医生可在进行外科手术过程的同时看到显示器,而无需转向一侧或远离操作位点来察看图像。本发明的显示器无需将外科手术装置经由重的视频电缆附接到外部监控器,并且无需将另一重的纤维光缆与光源连接。本发明可以缩短护士和技术人员为设立系统所需的劳动,从而减少了设立时间。

[0201] 虽然已参照某些实施方式描述了本发明,但本领域技术人员应理解,可进行各种变化,并且可用等同件取代其元件,而不脱离本发明的范围。另外,可进行多种改型来使具体的位置或材料符合本发明的教导,但不脱离其基本范围。因此,本发明不旨在局限于试图执行本发明的最好或优选方式中所公开的具体实施方式,而且本发明包括落入所附权利要求

求范围内的所有实施方式。

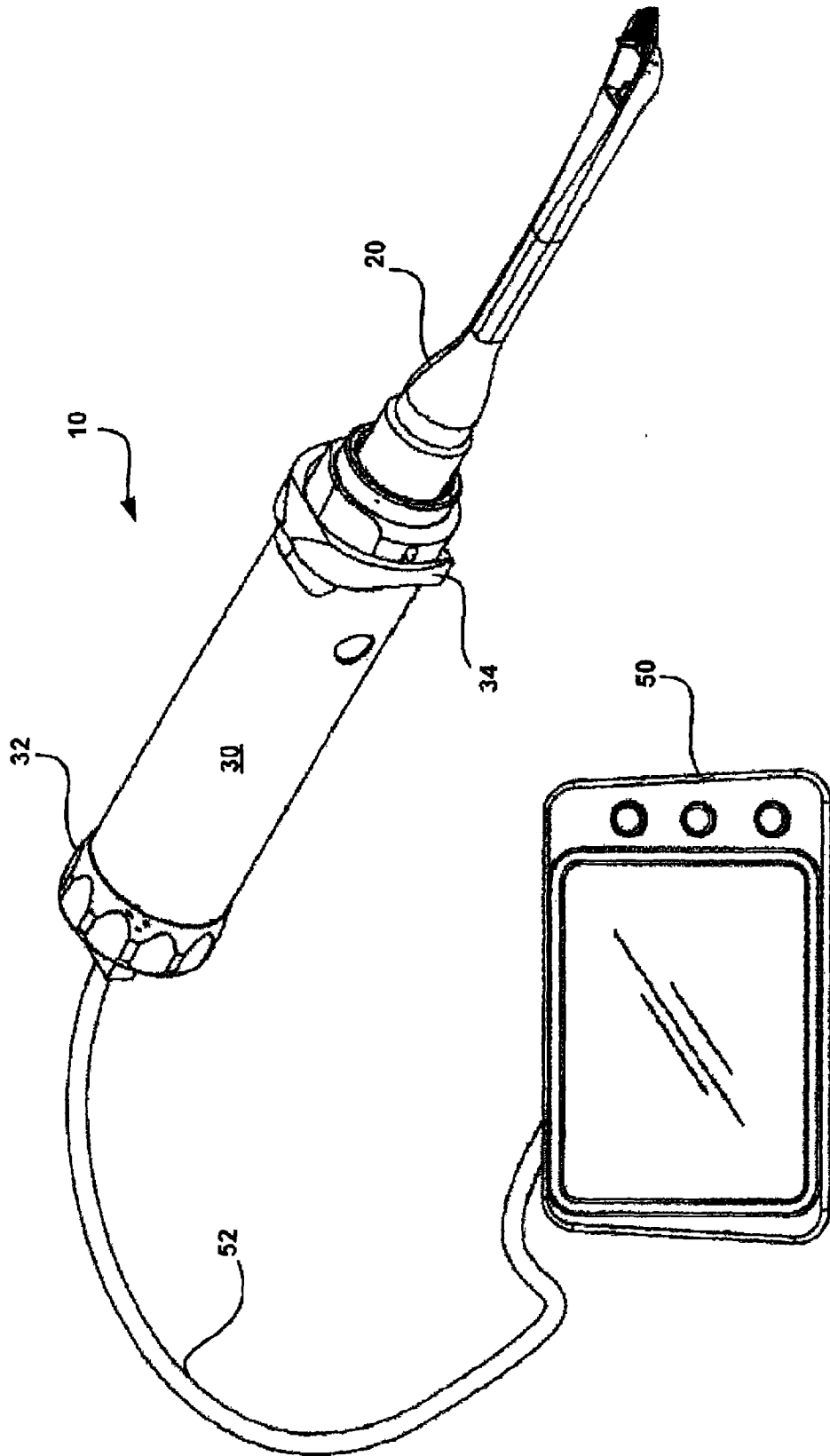


图 1

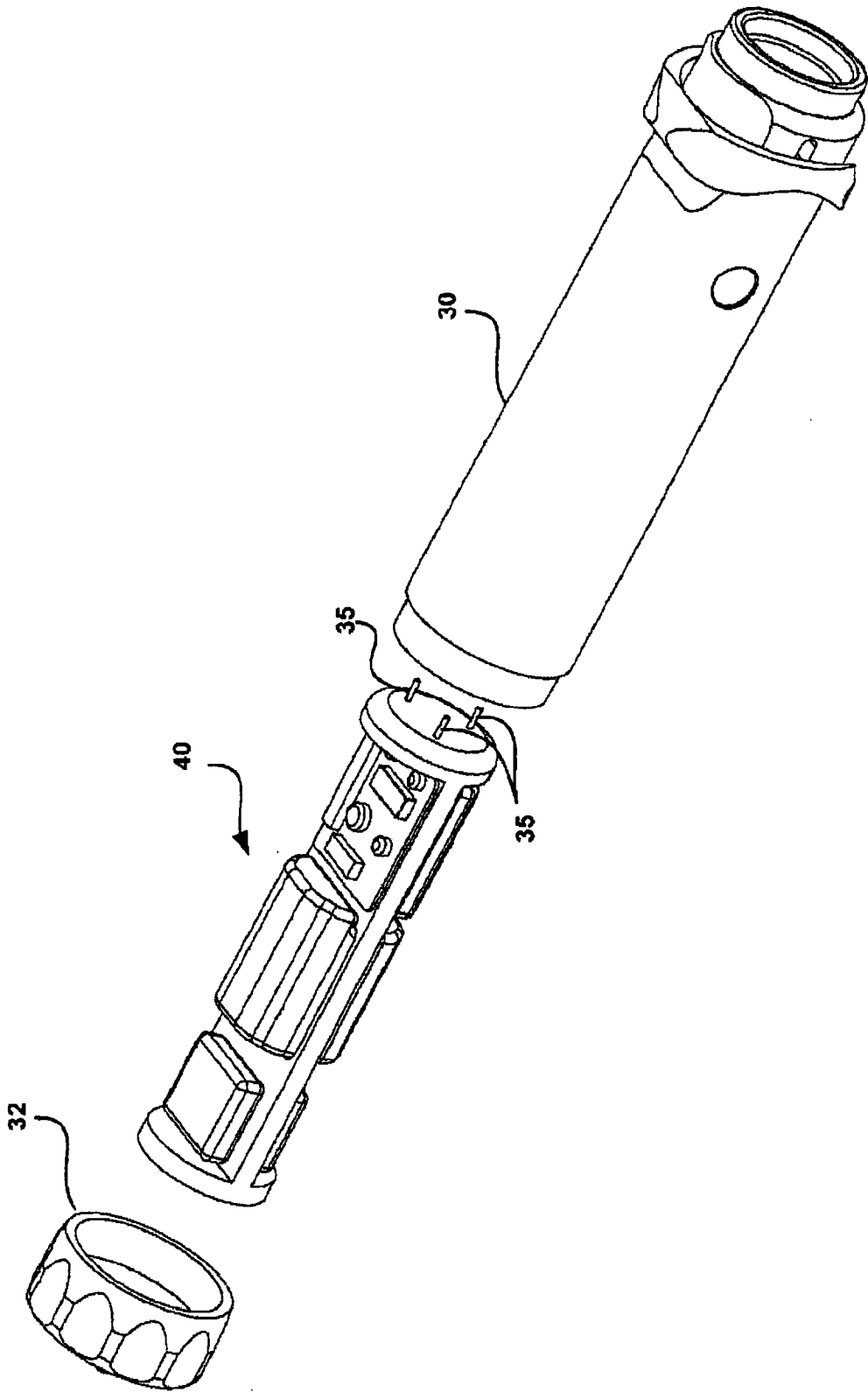


图 2

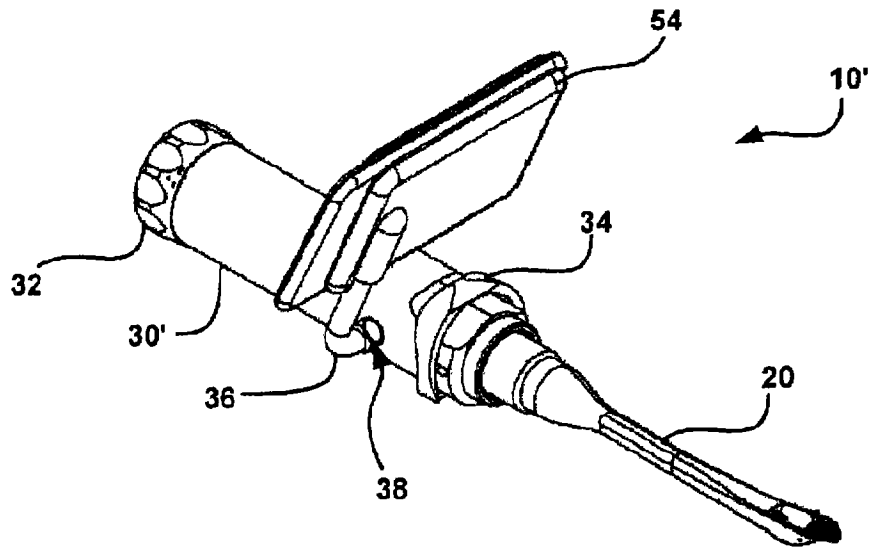


图 3A

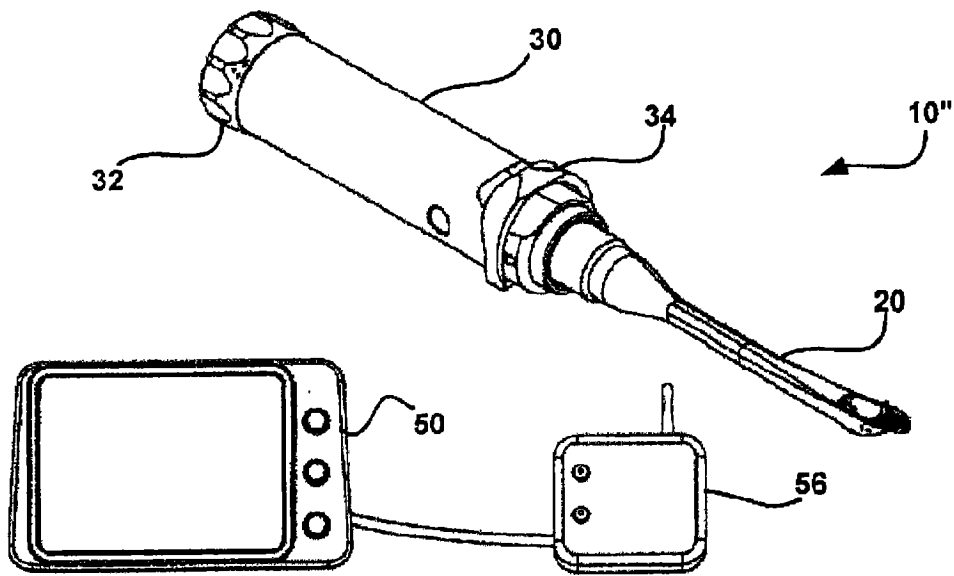


图 3B

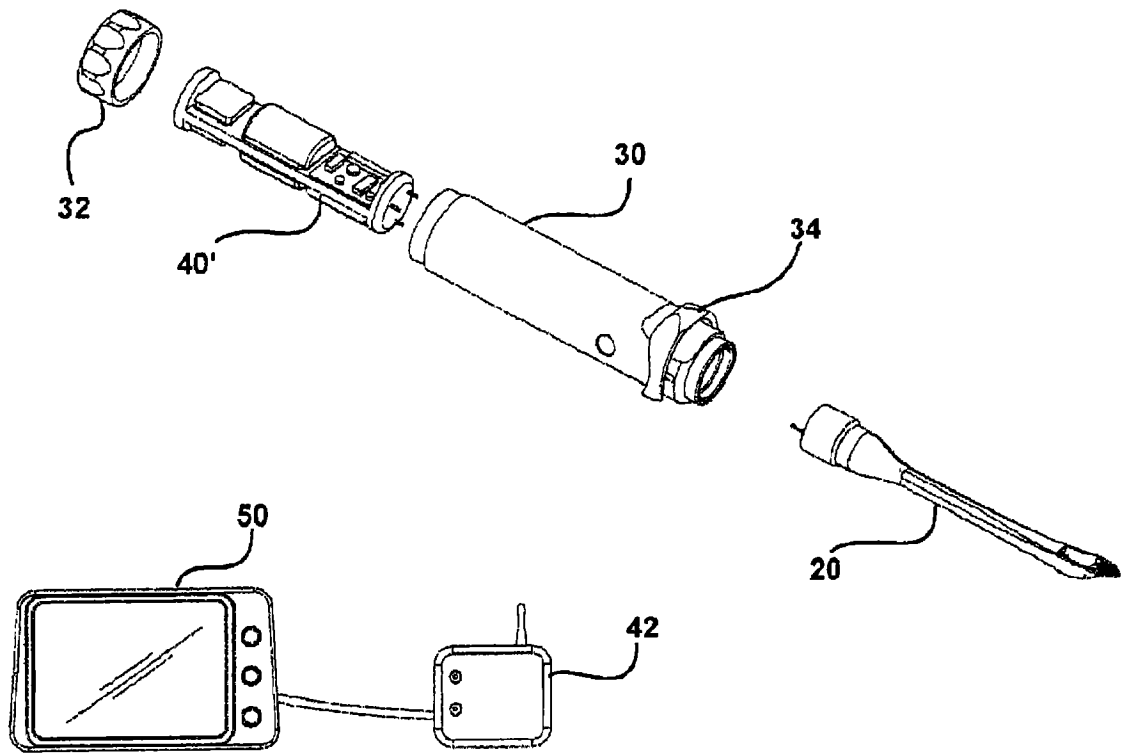


图 4A

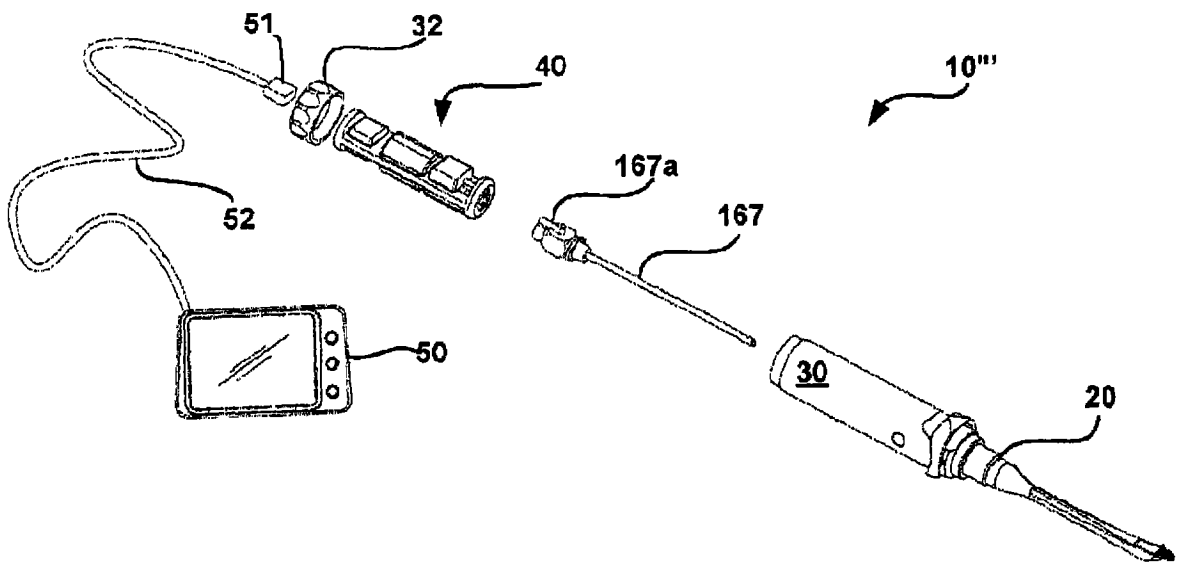


图 4B

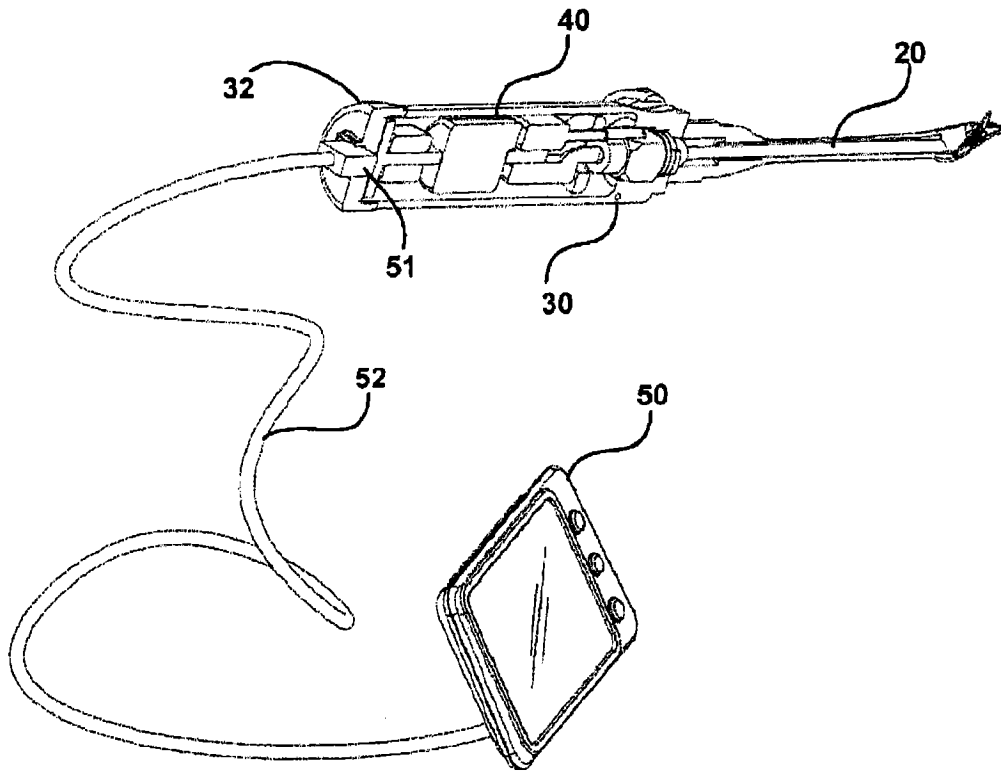


图 4C

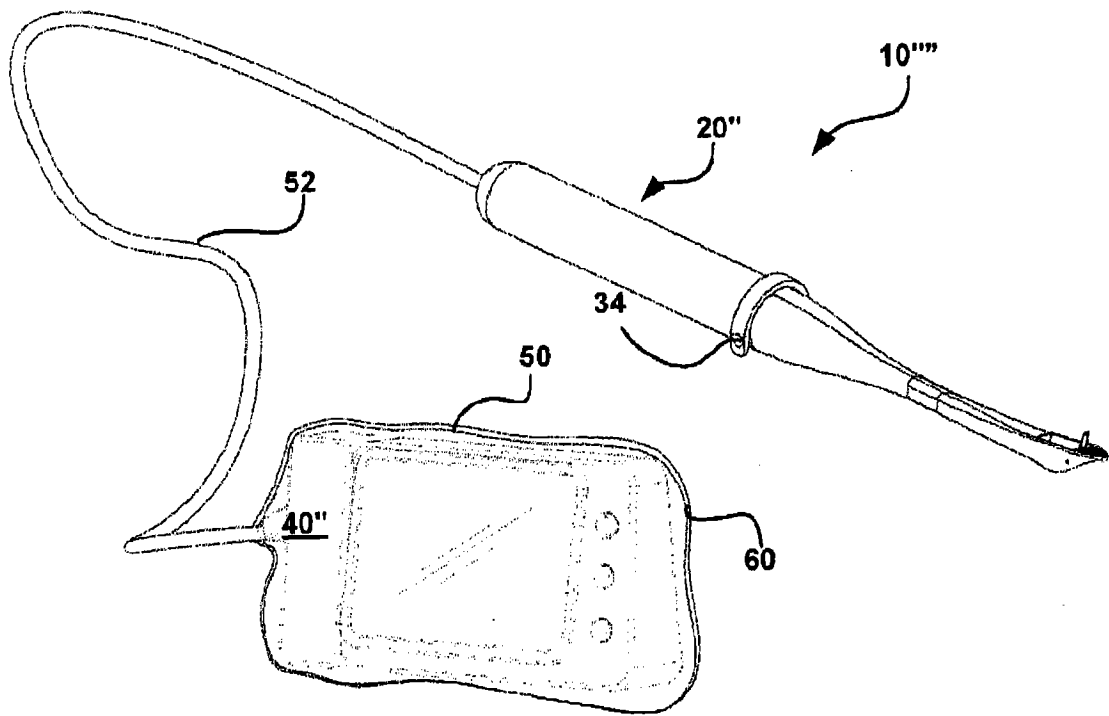


图 4D

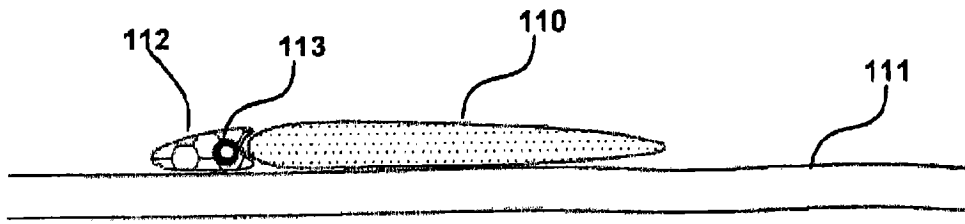


图 5A

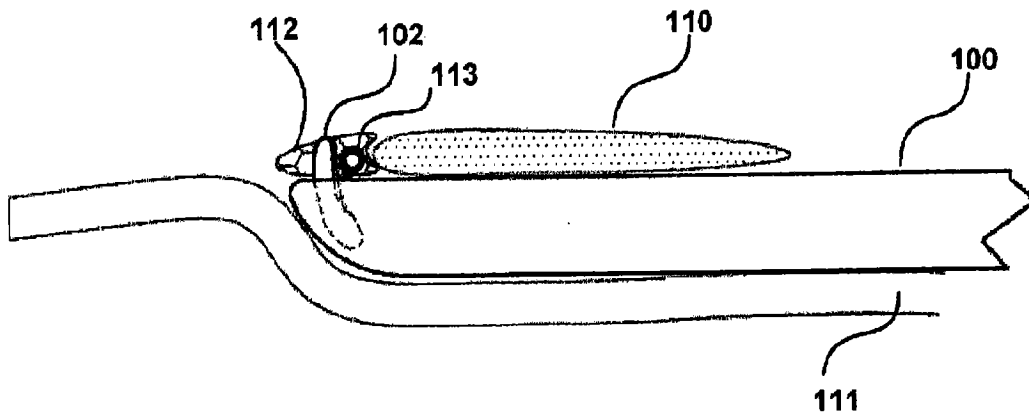


图 5B(现有技术)

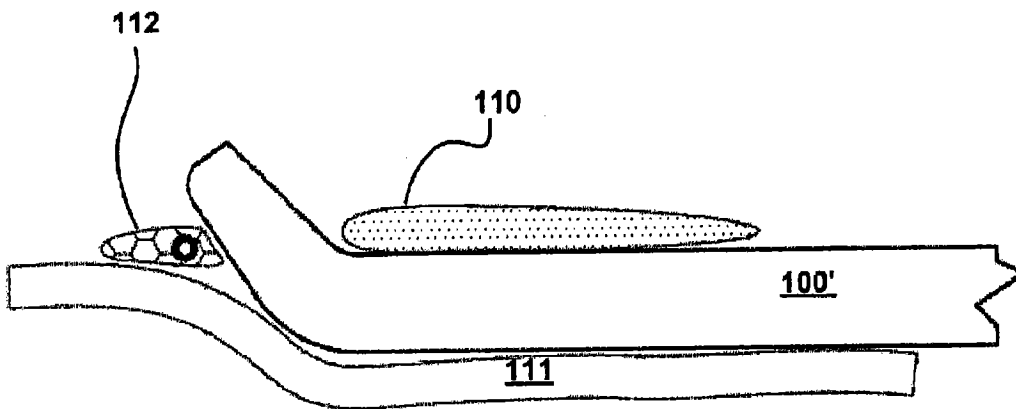


图 5C

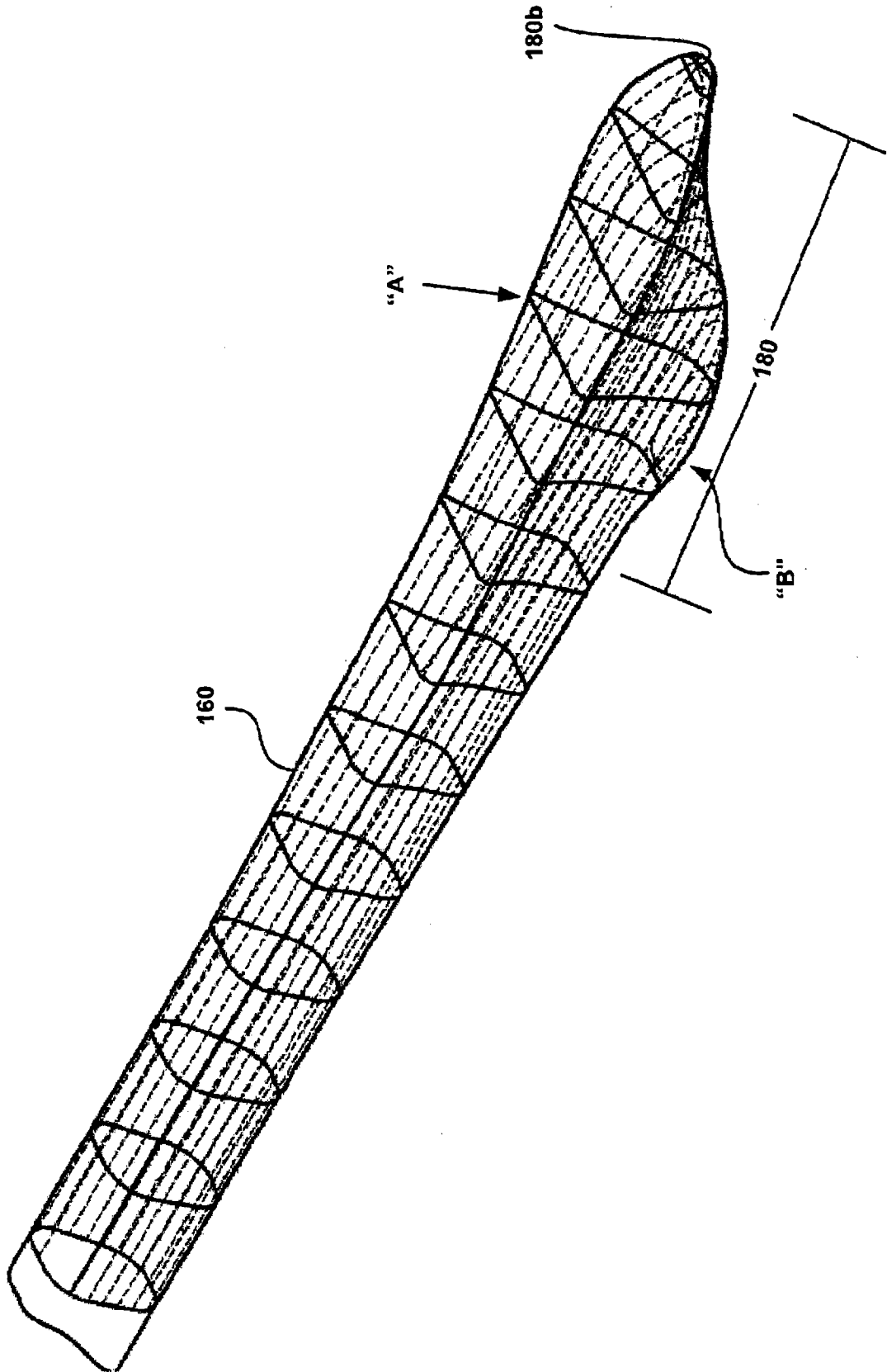


图 6

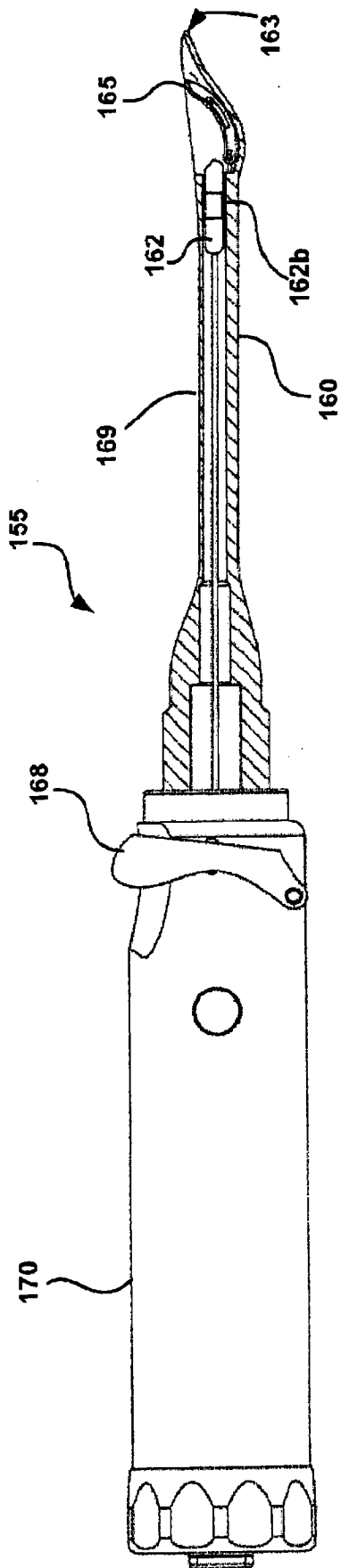


图 7A

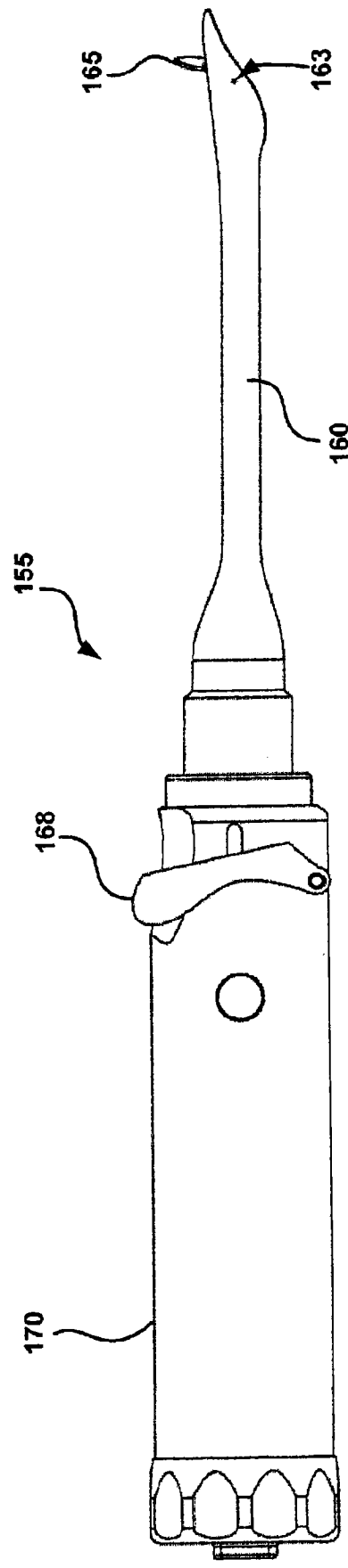


图 7B

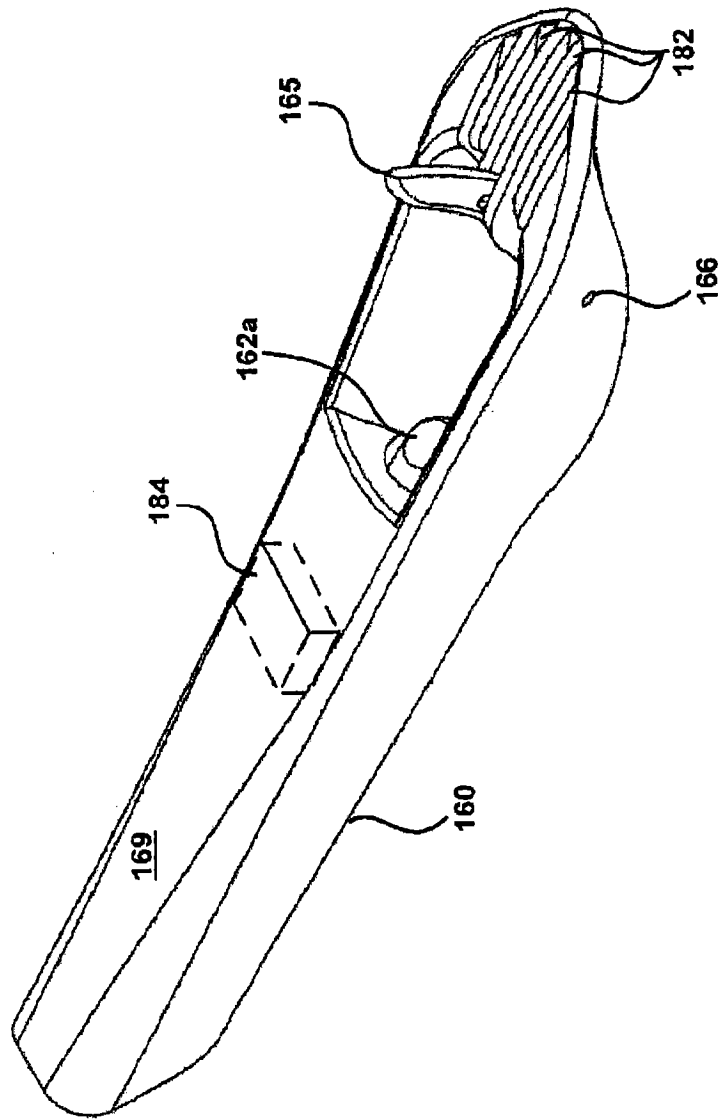


图 8A

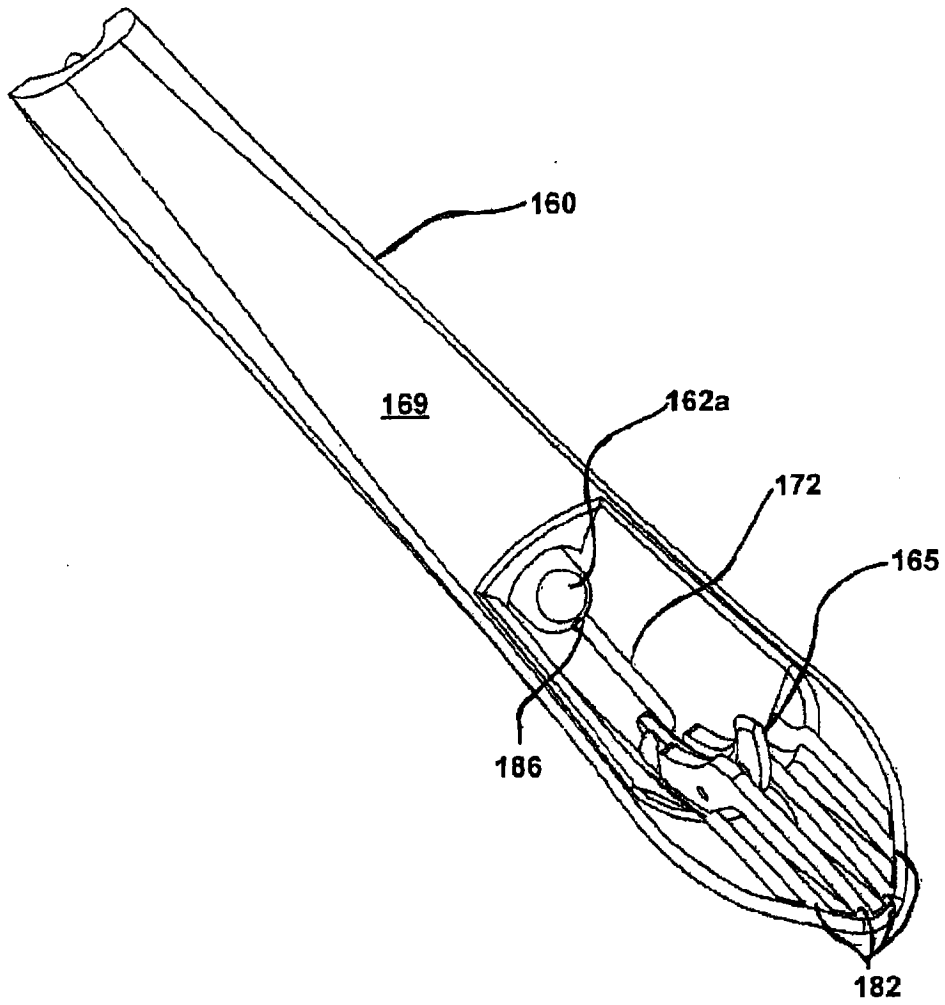


图 8B

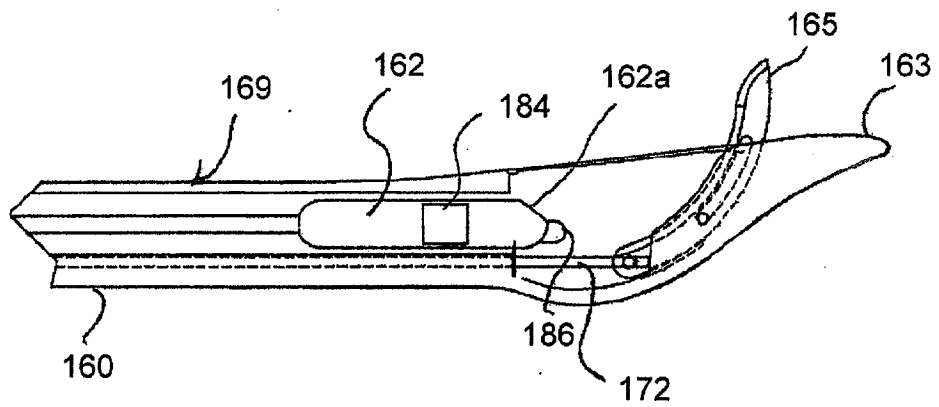


图 8C

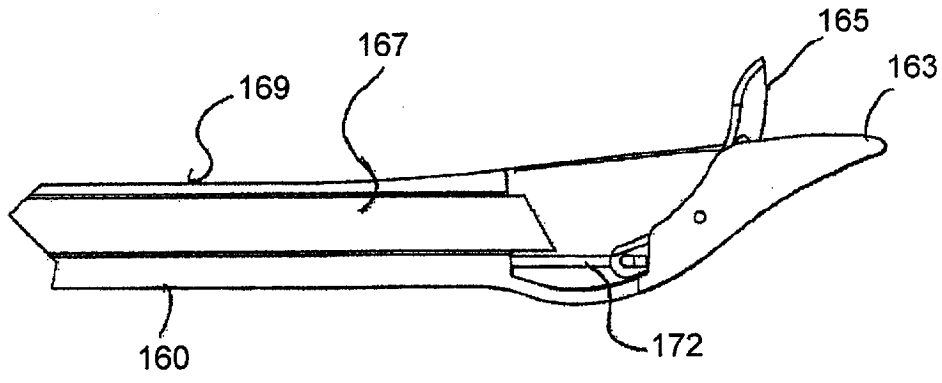


图 8D

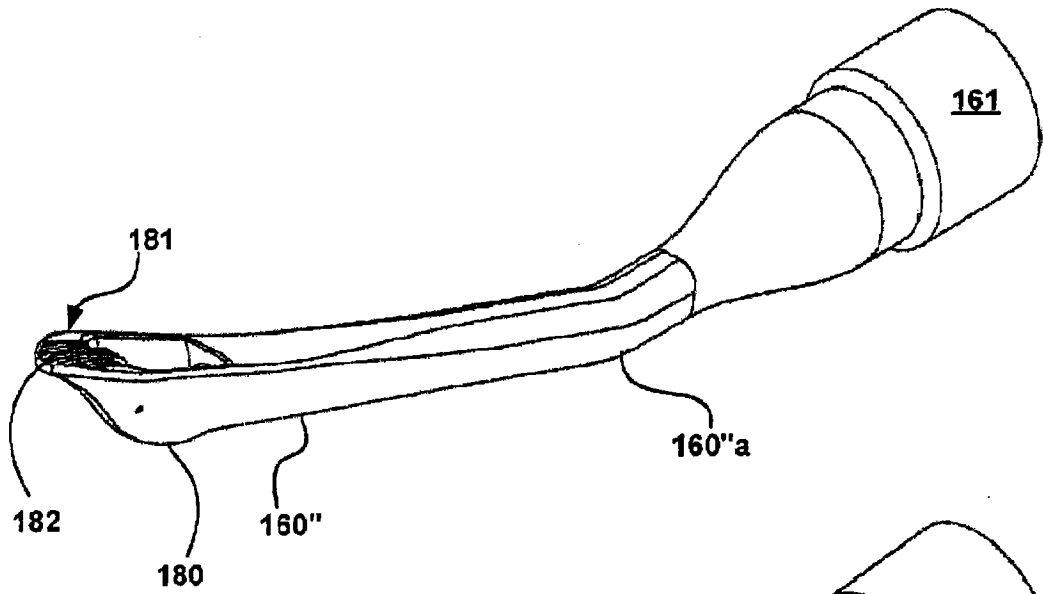


图 9C

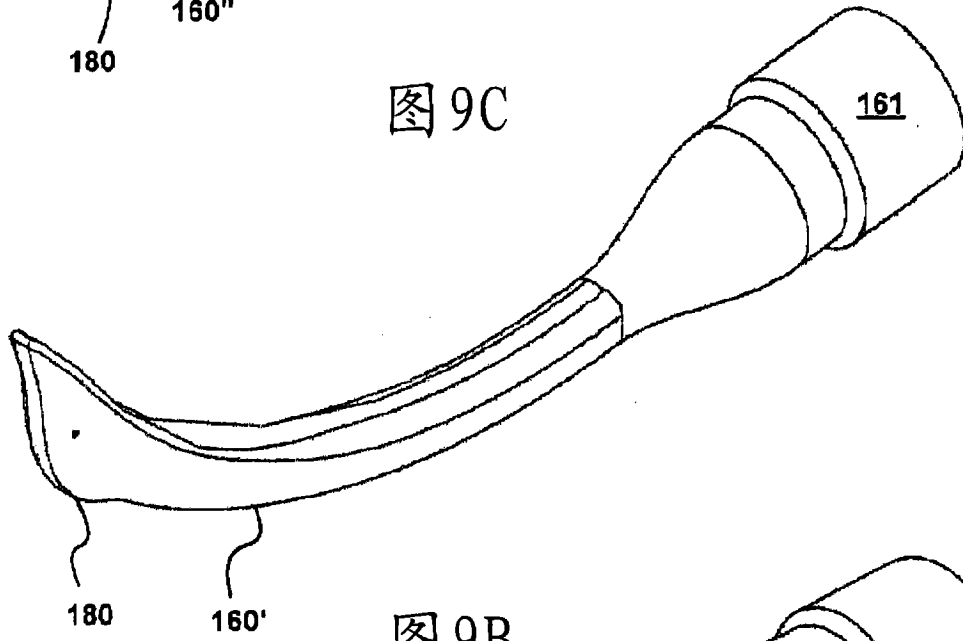


图 9B

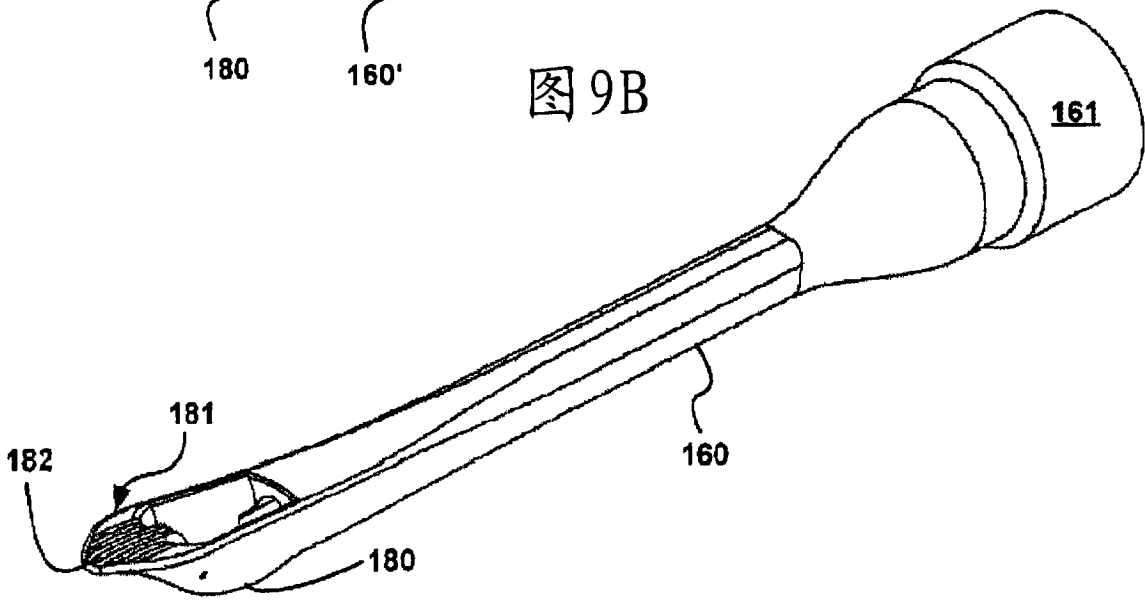


图 9A

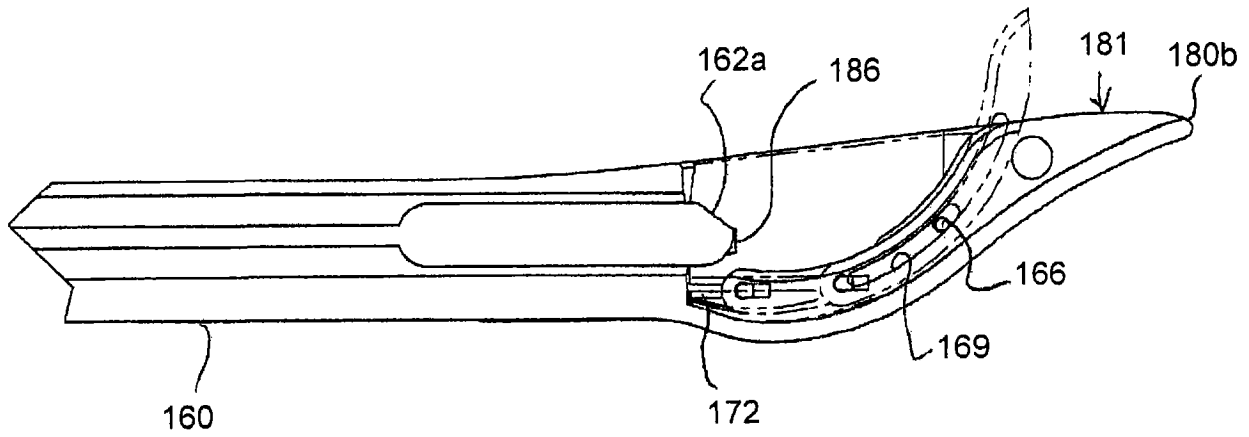


图 10A

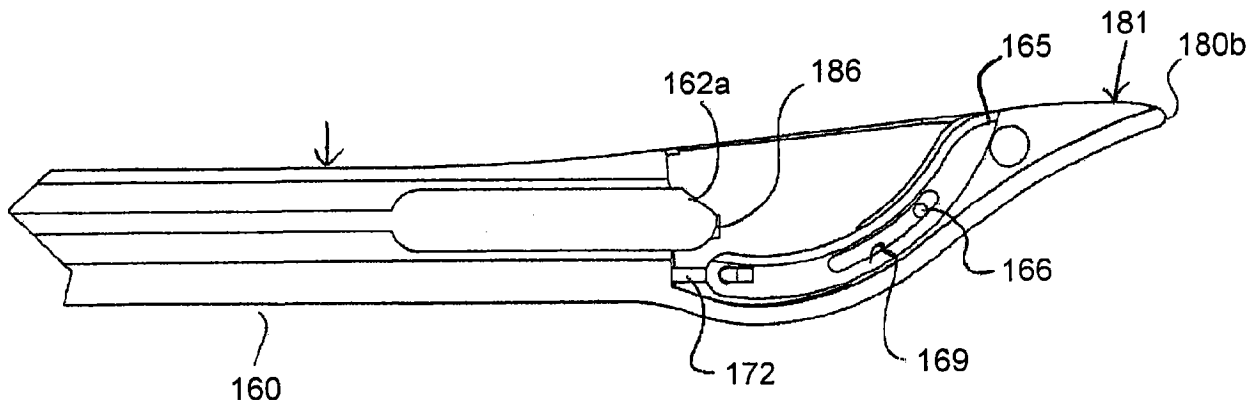


图 10B

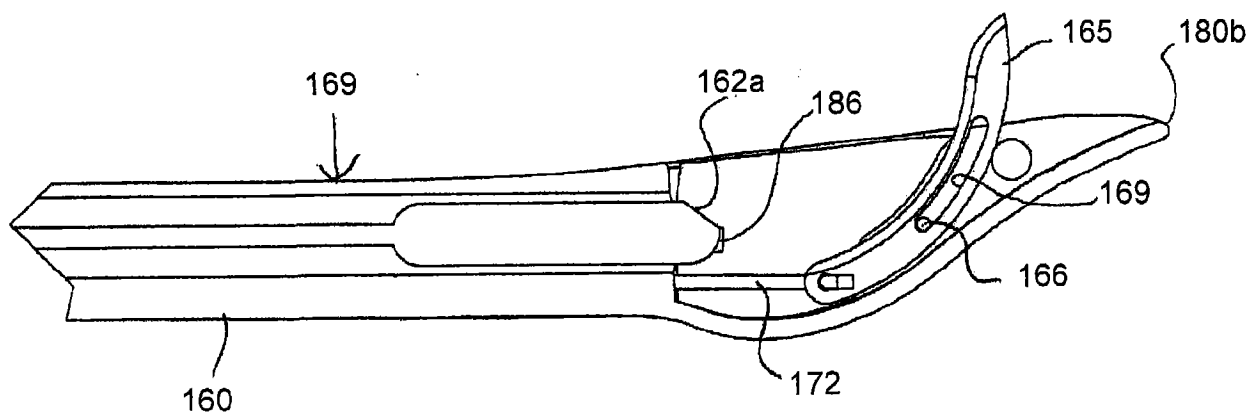


图 10C

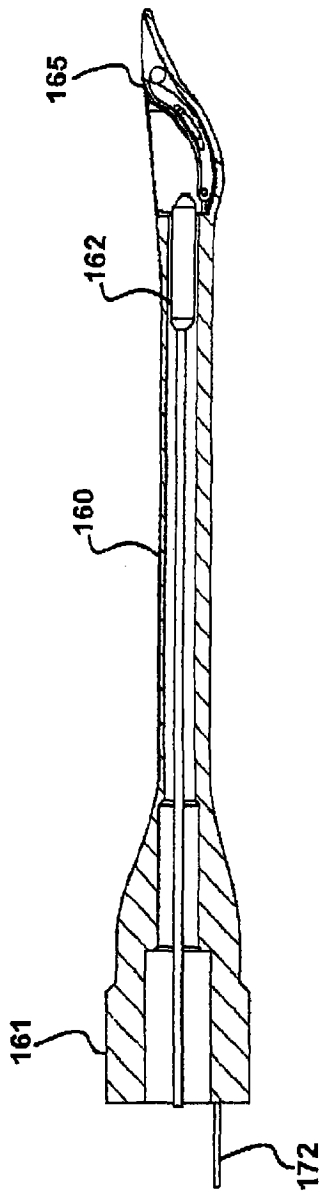


图 11A

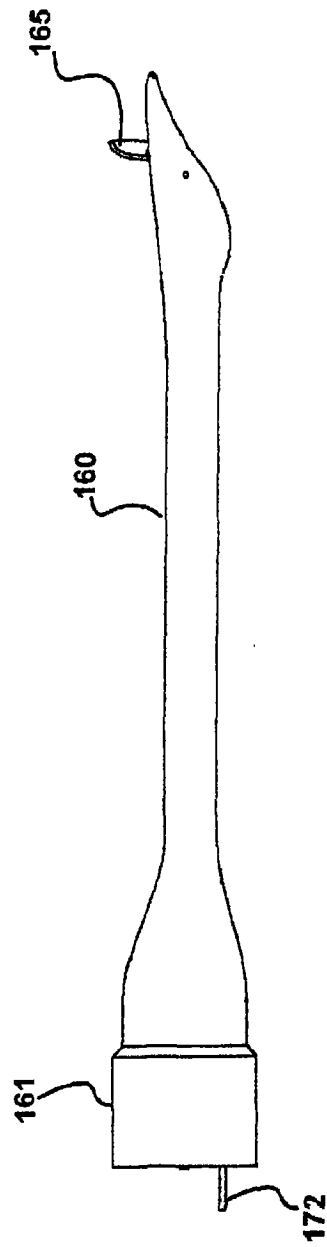


图 11B

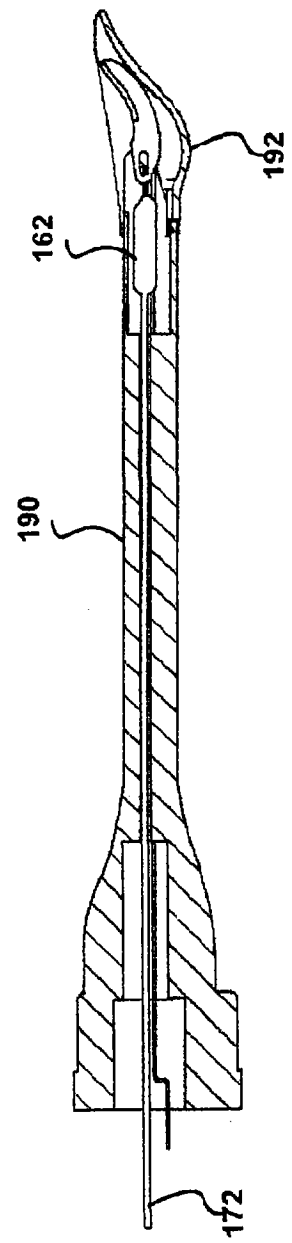


图 12A

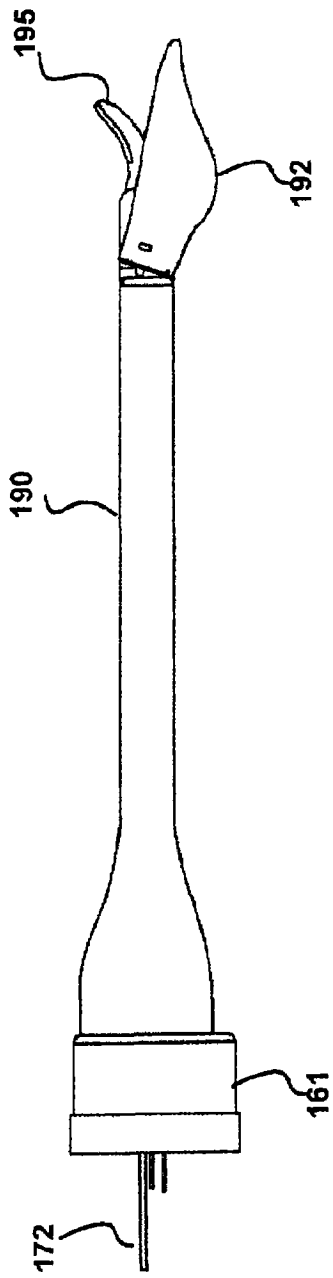


图 12B

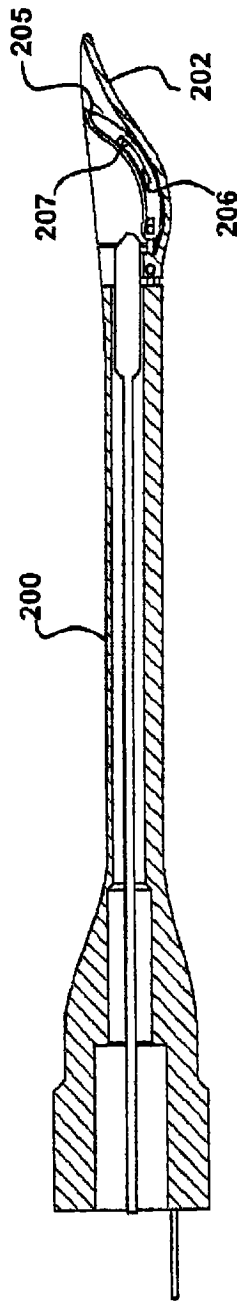


图 13A

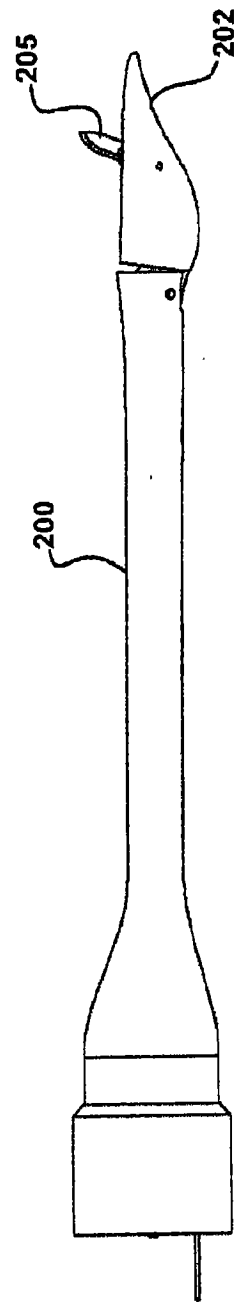


图 13B

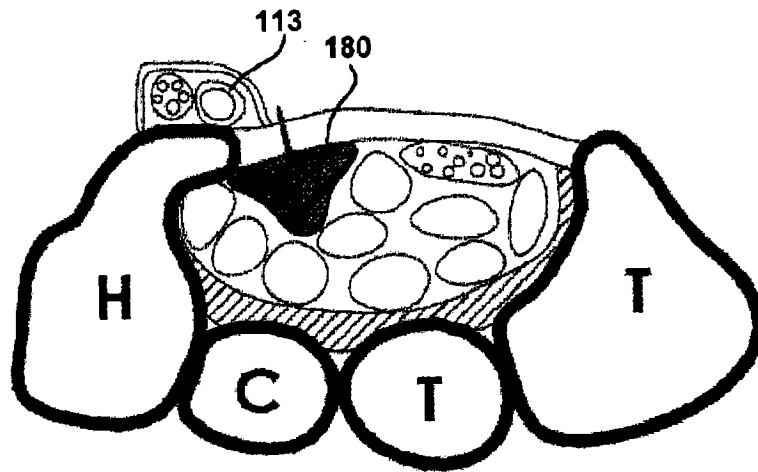


图 14

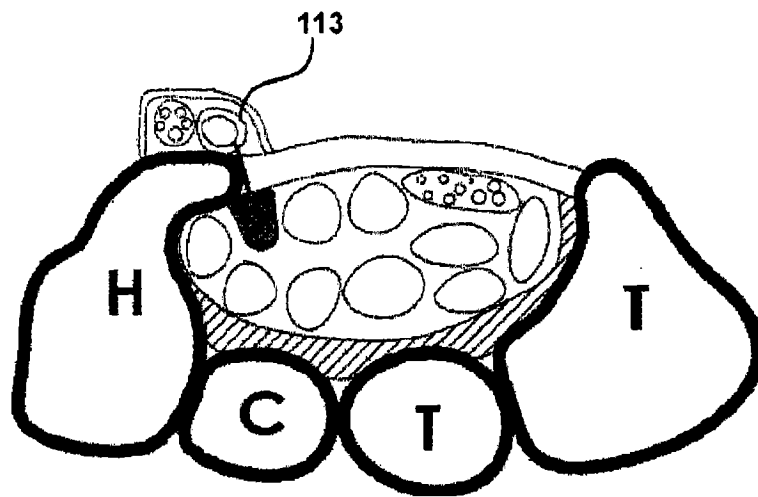


图 15(现有技术)

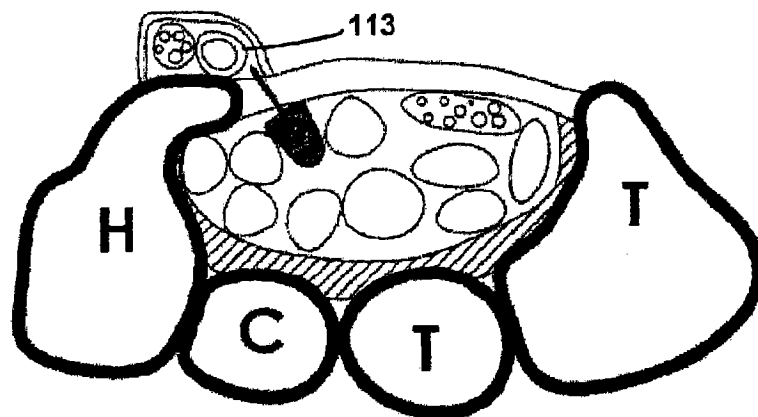


图 16(现有技术)

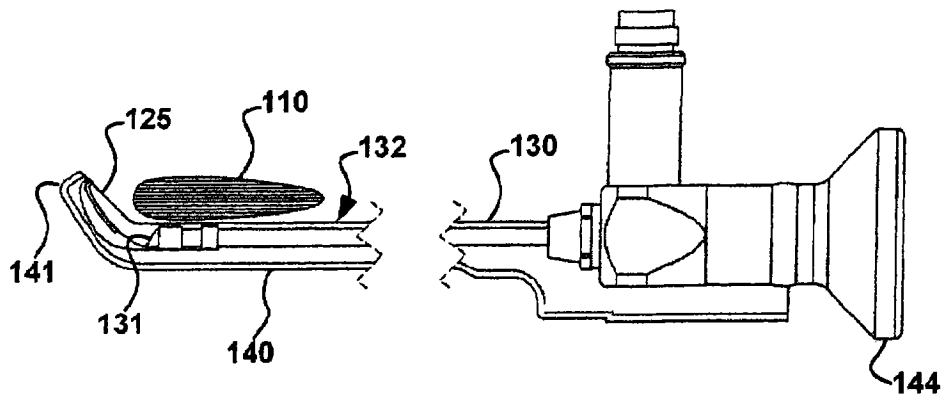


图 17A

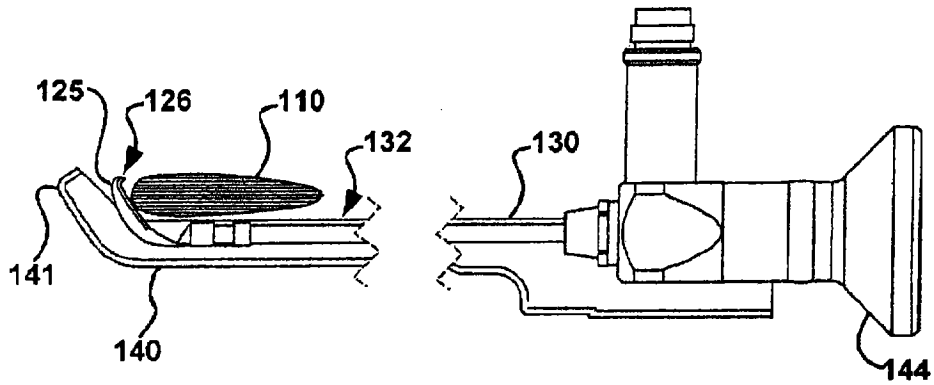


图 17B

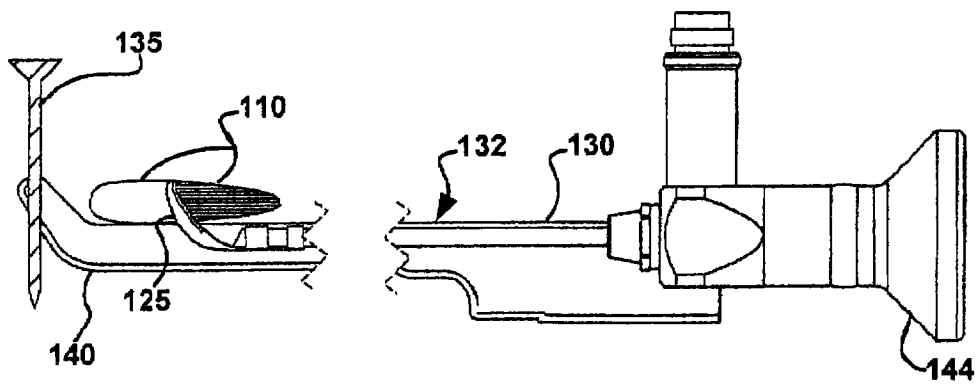


图 17C

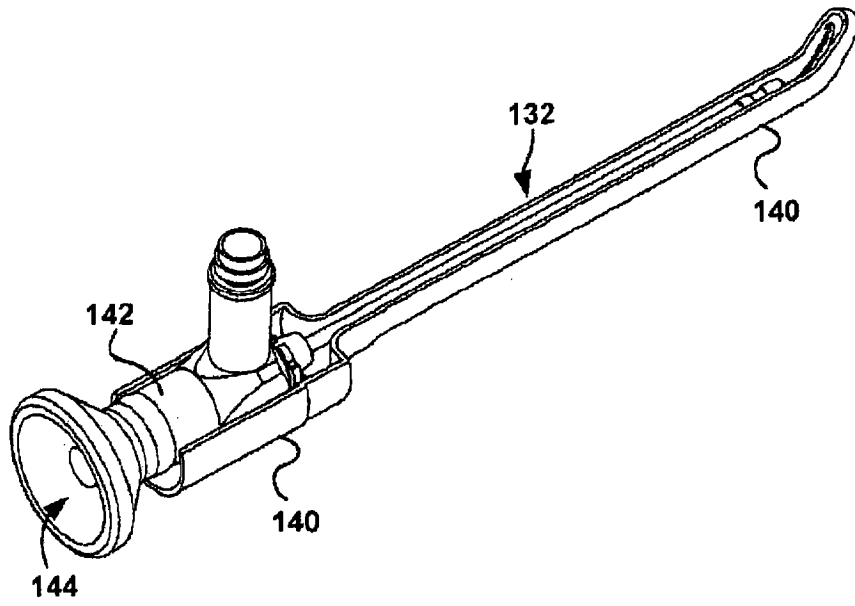


图 18A

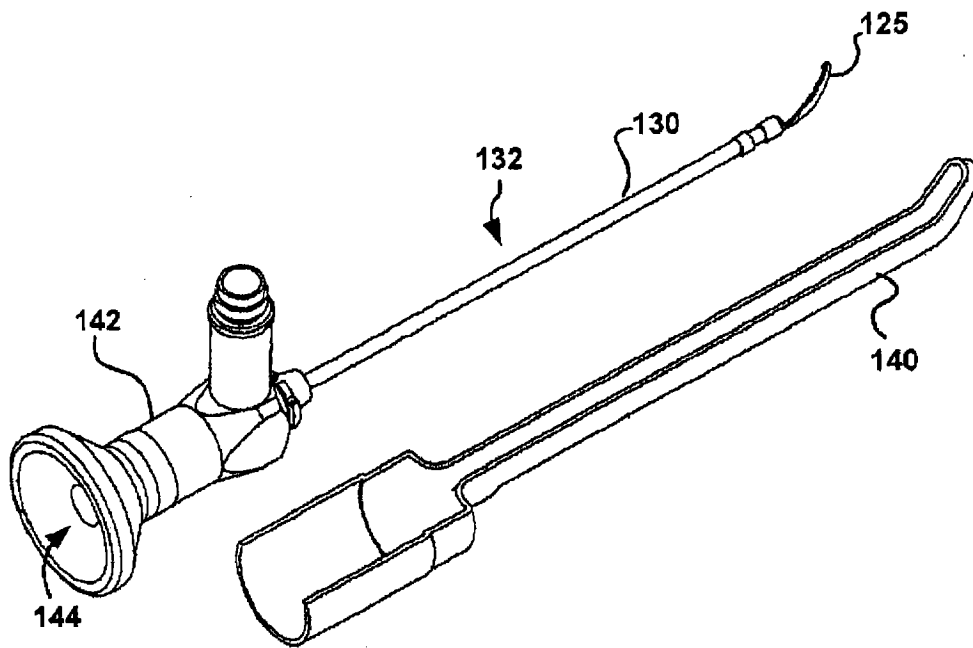


图 18B

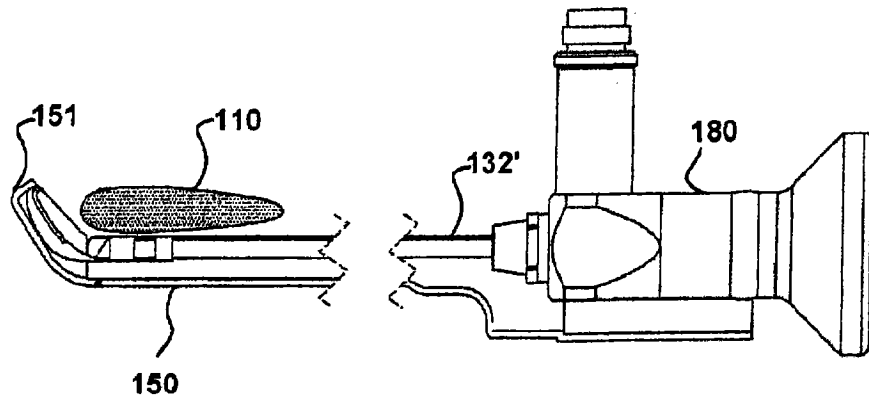


图 19A

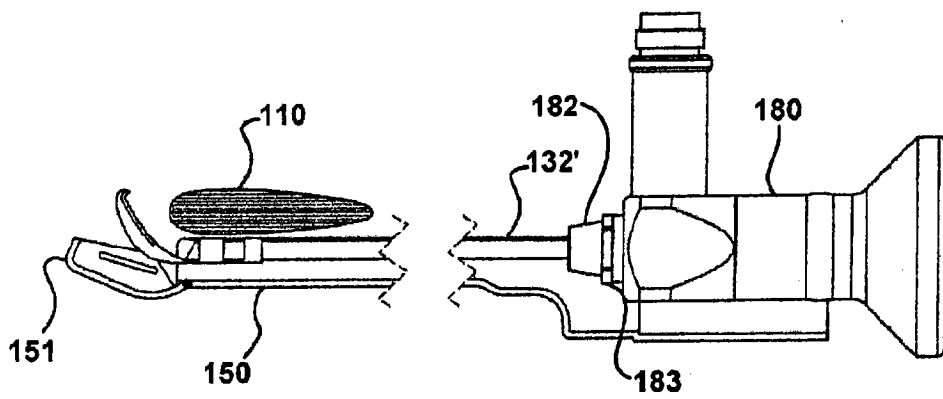


图 19B

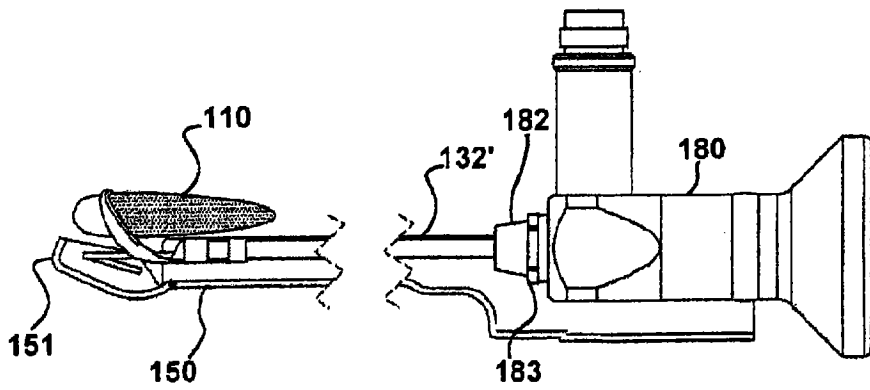


图 19C

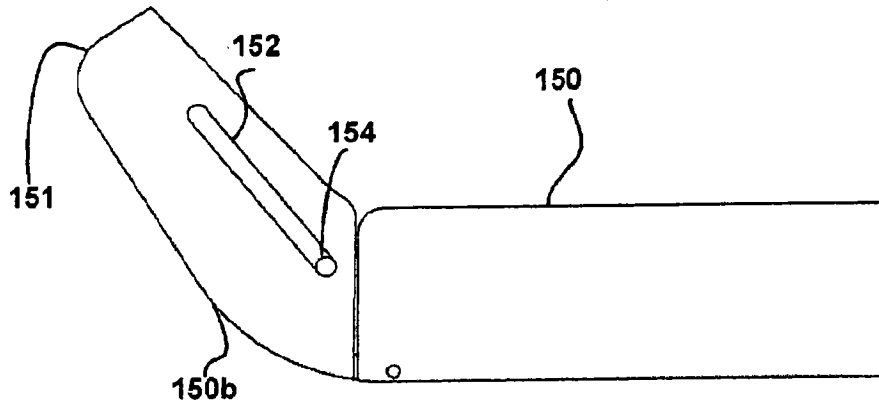


图 20A

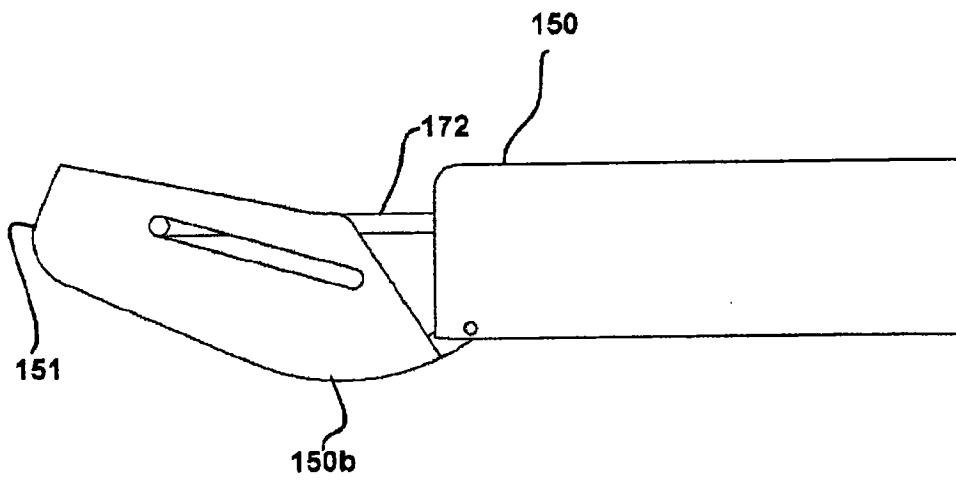


图 20B

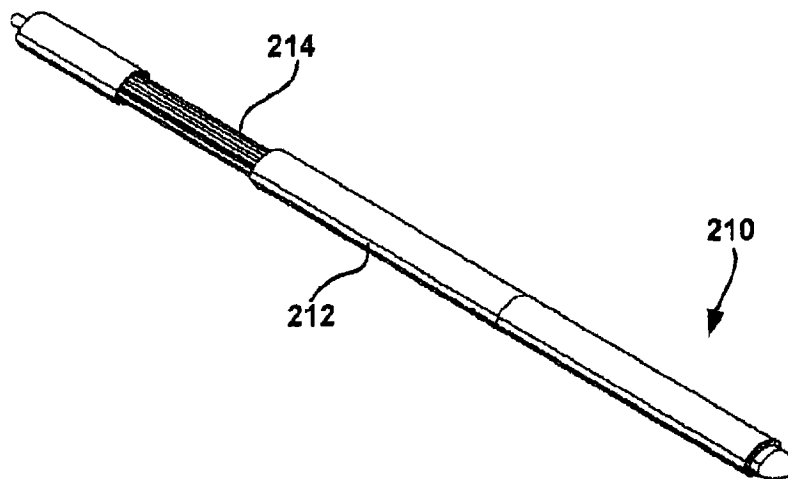


图 21A

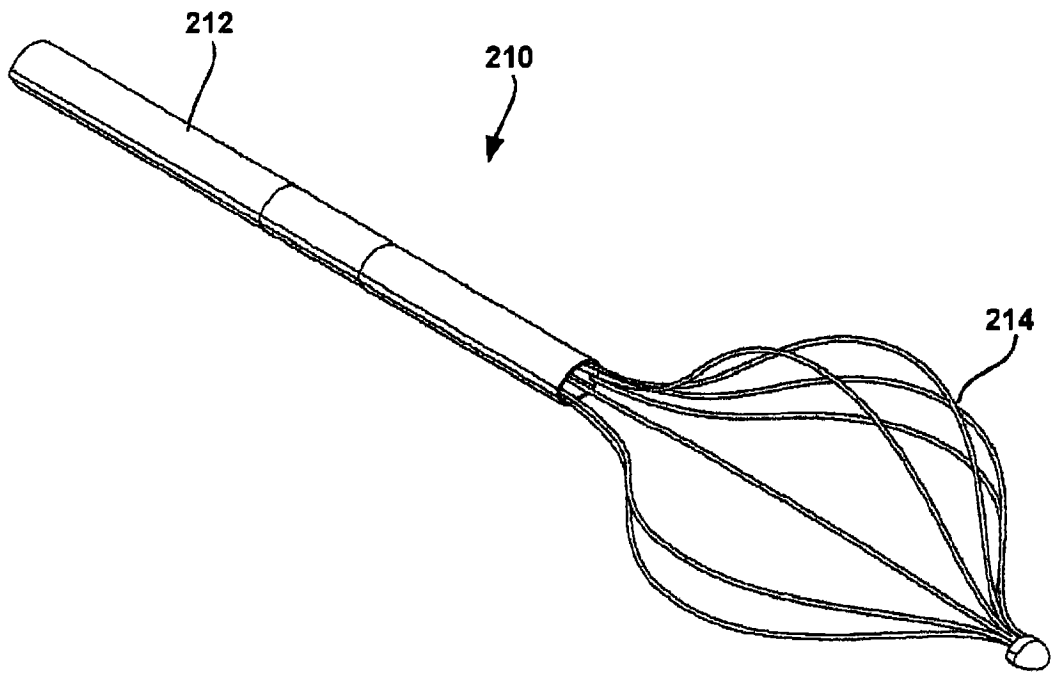
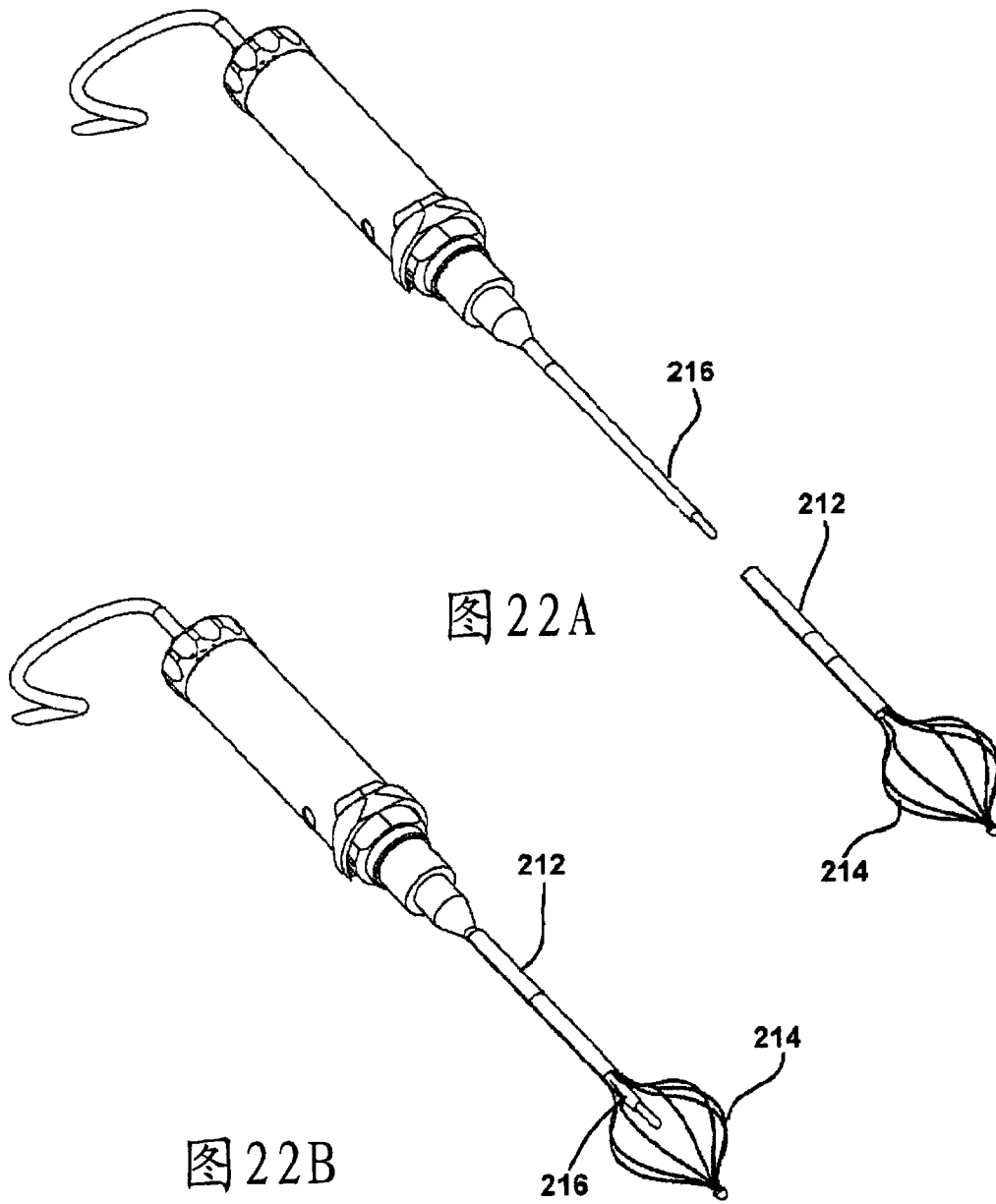


图 21B



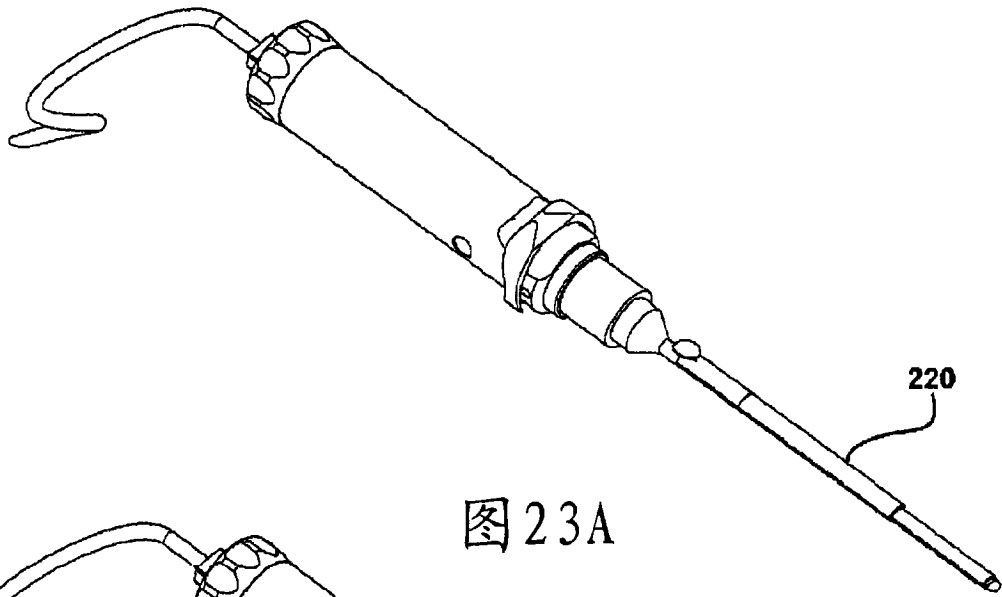


图 23A

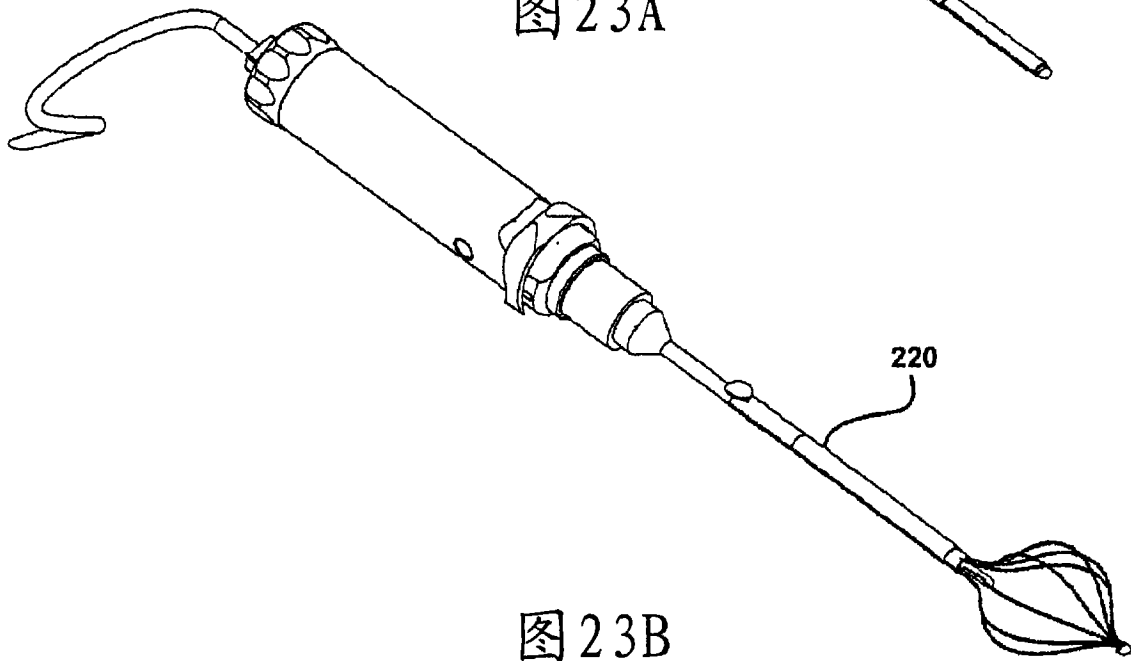


图 23B

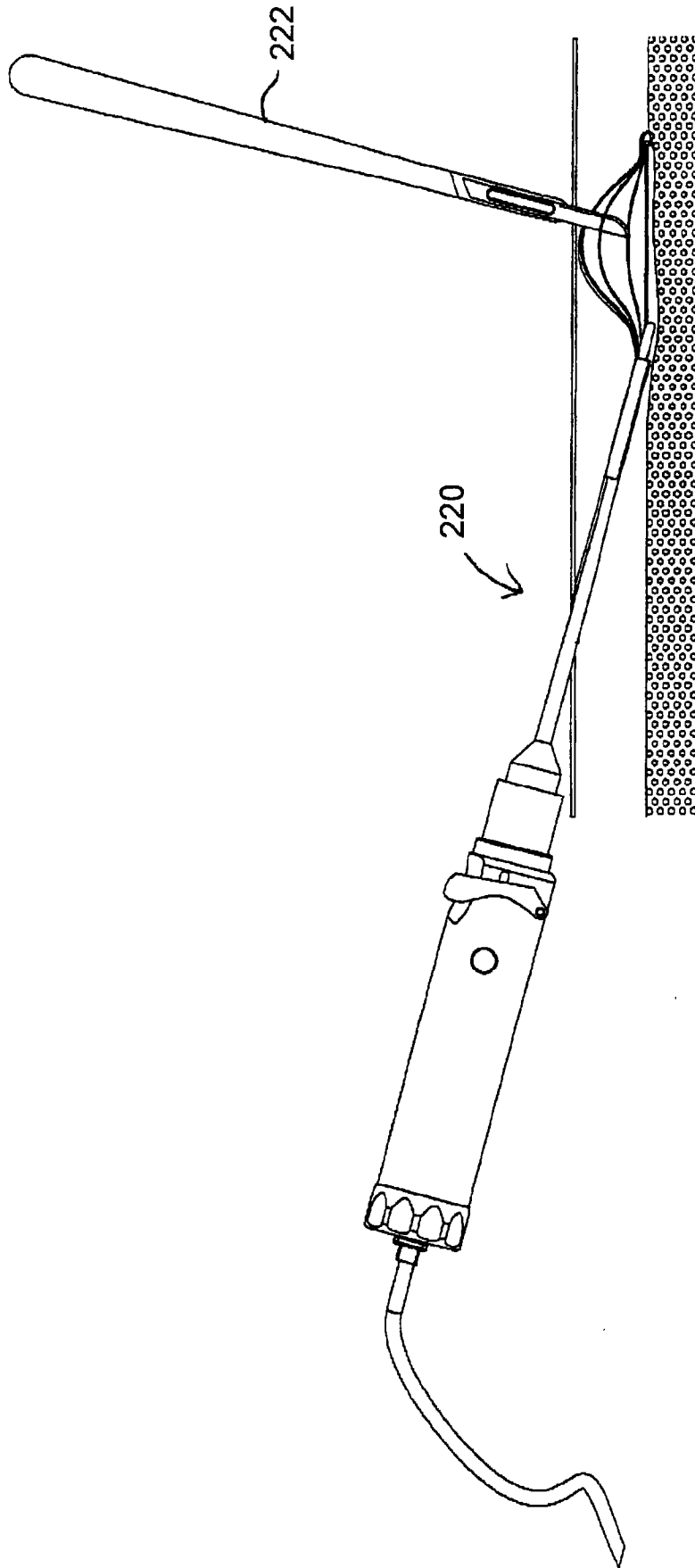


图 23C

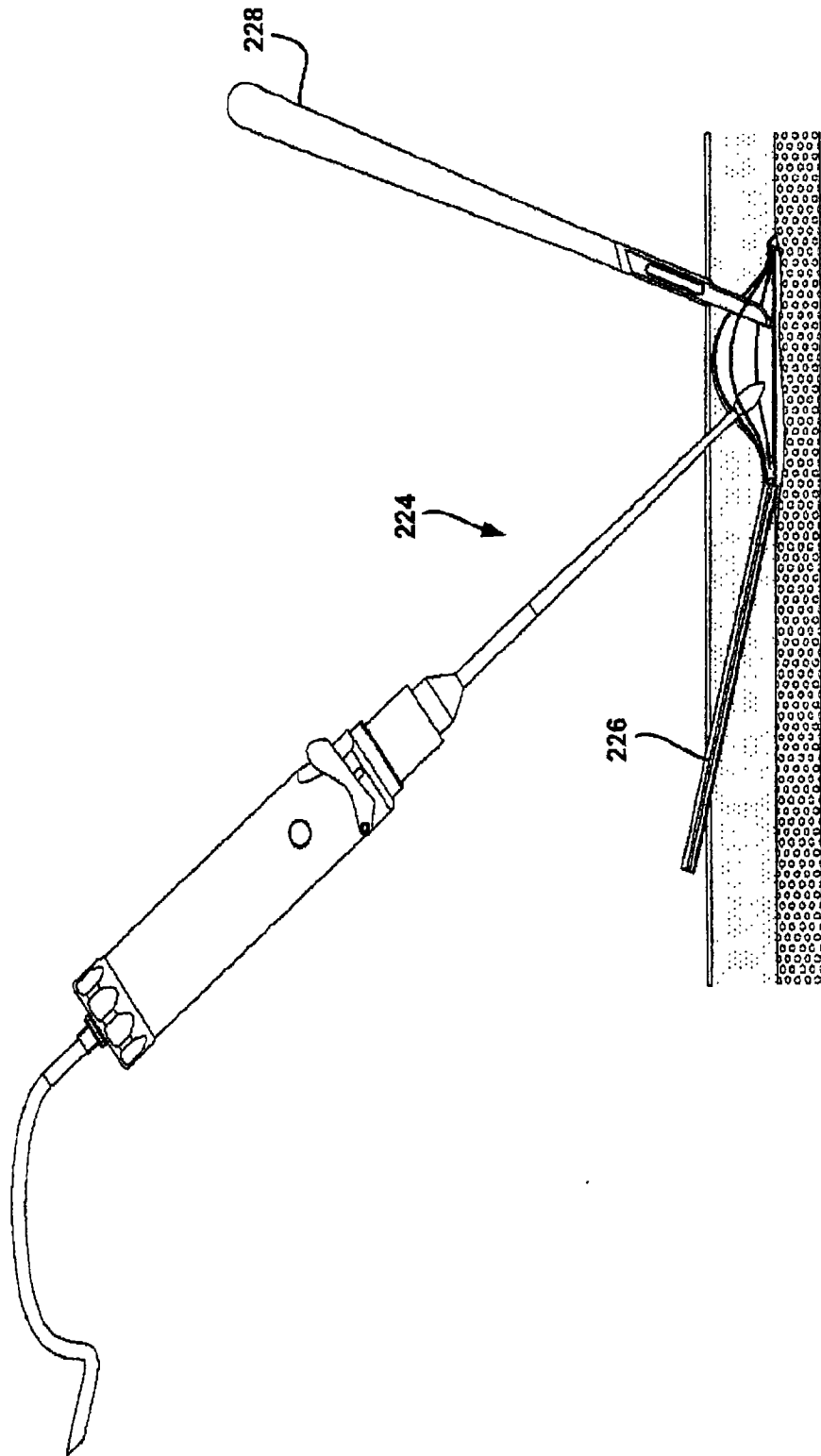


图 24

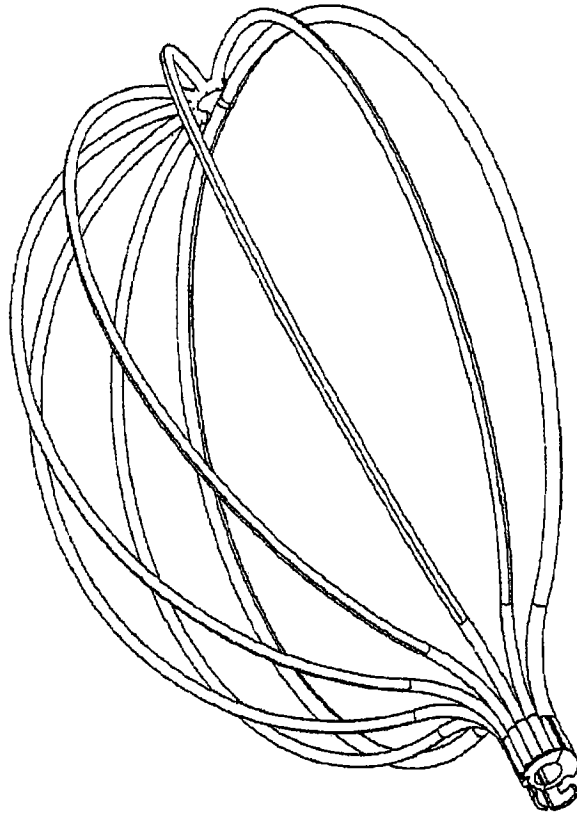


图 25

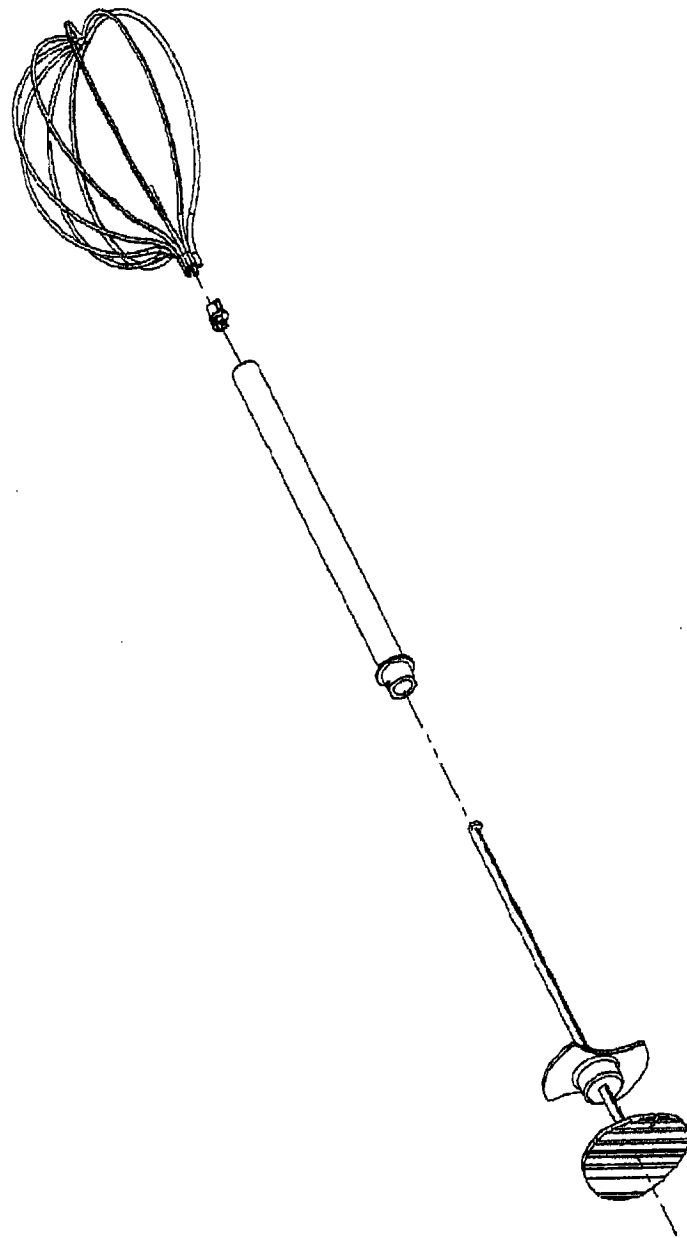


图 26

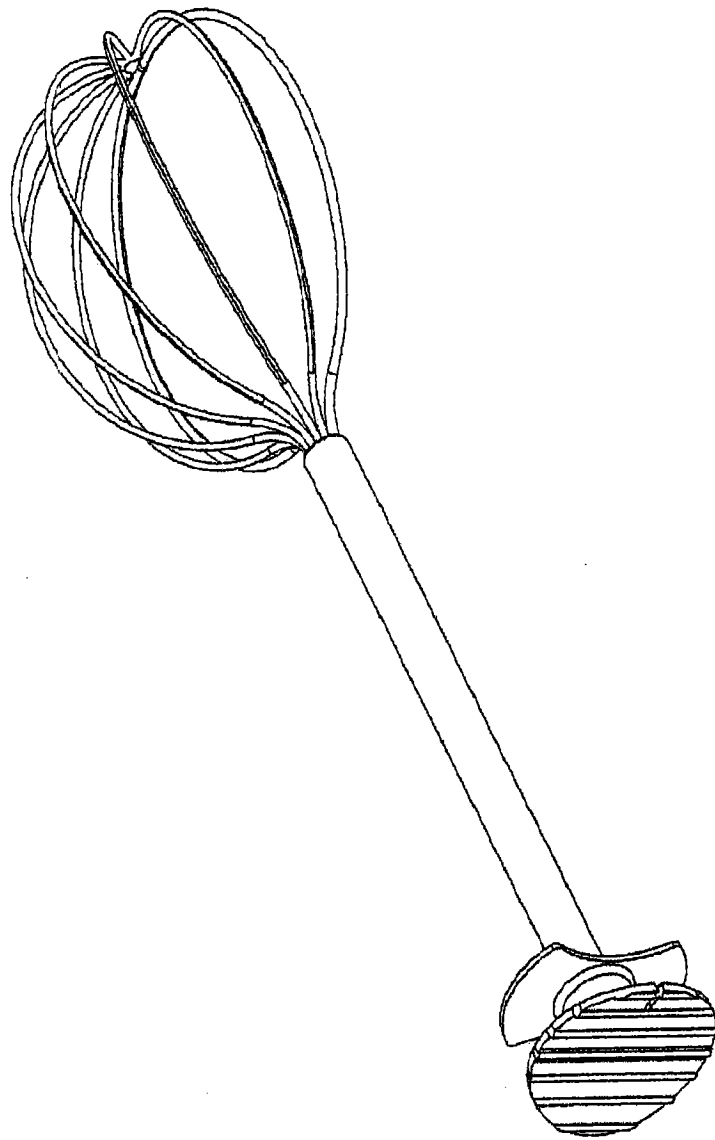


图 27

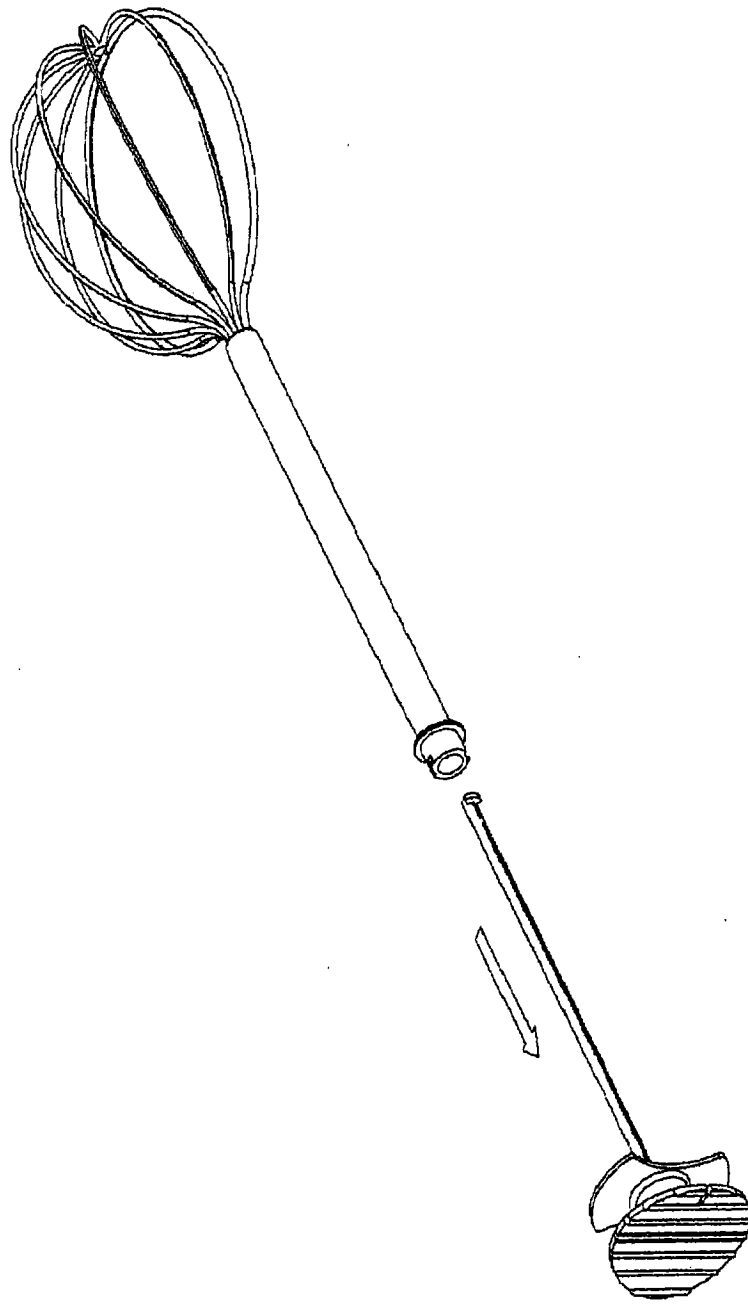


图 28

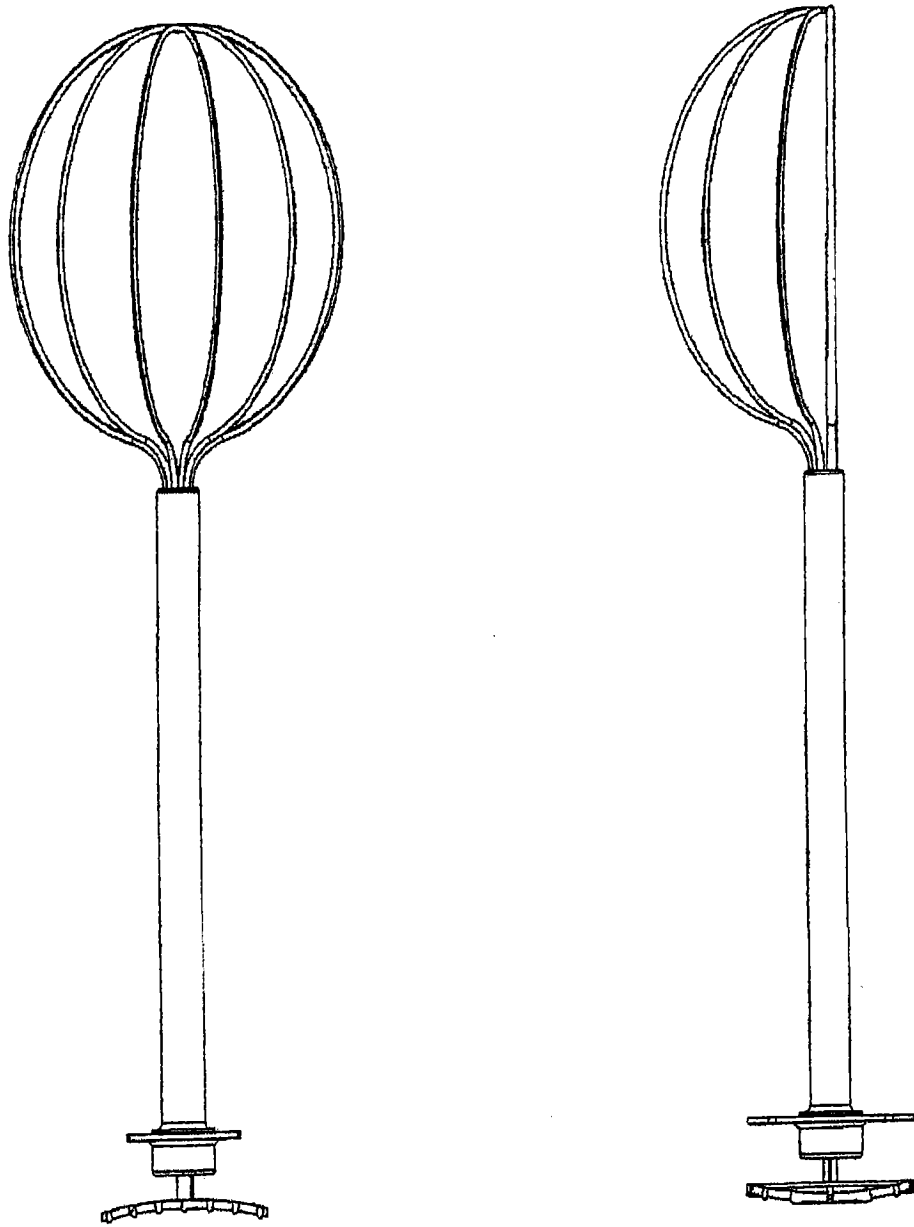


图 29

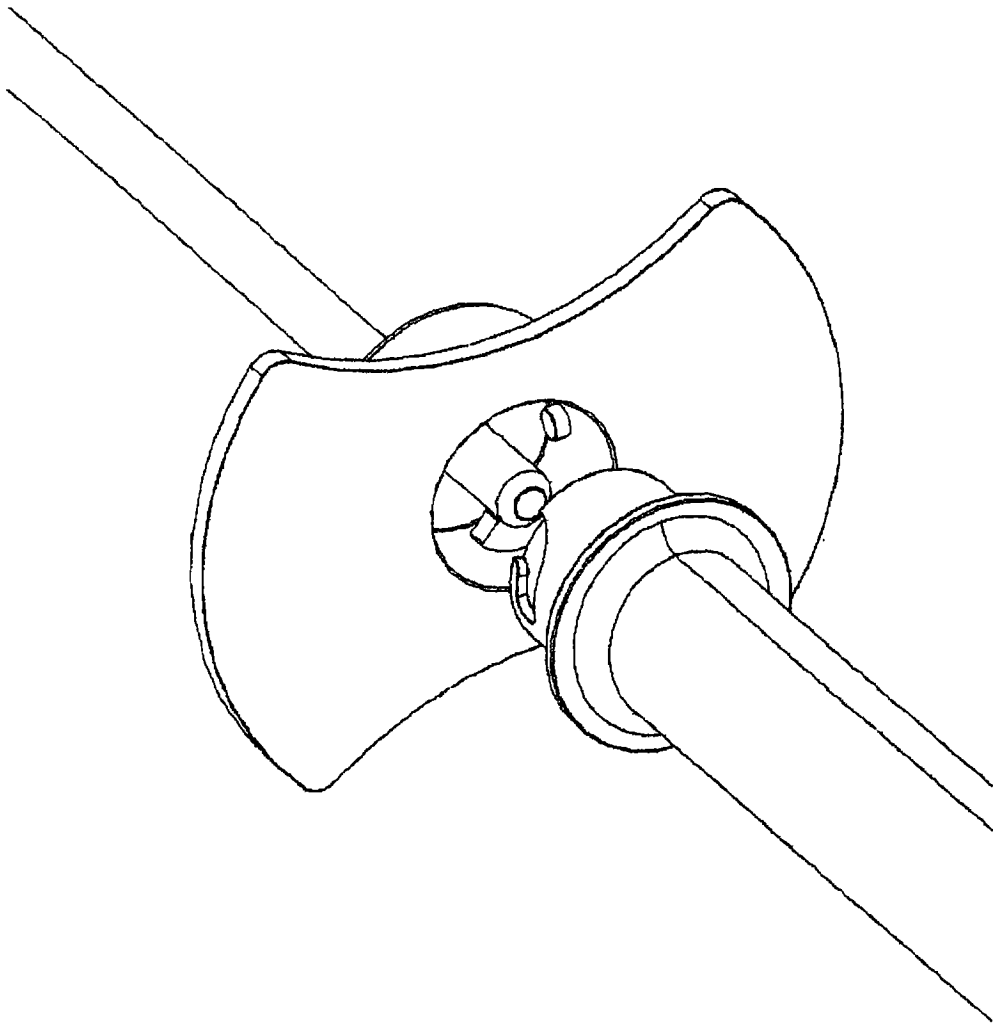


图 30

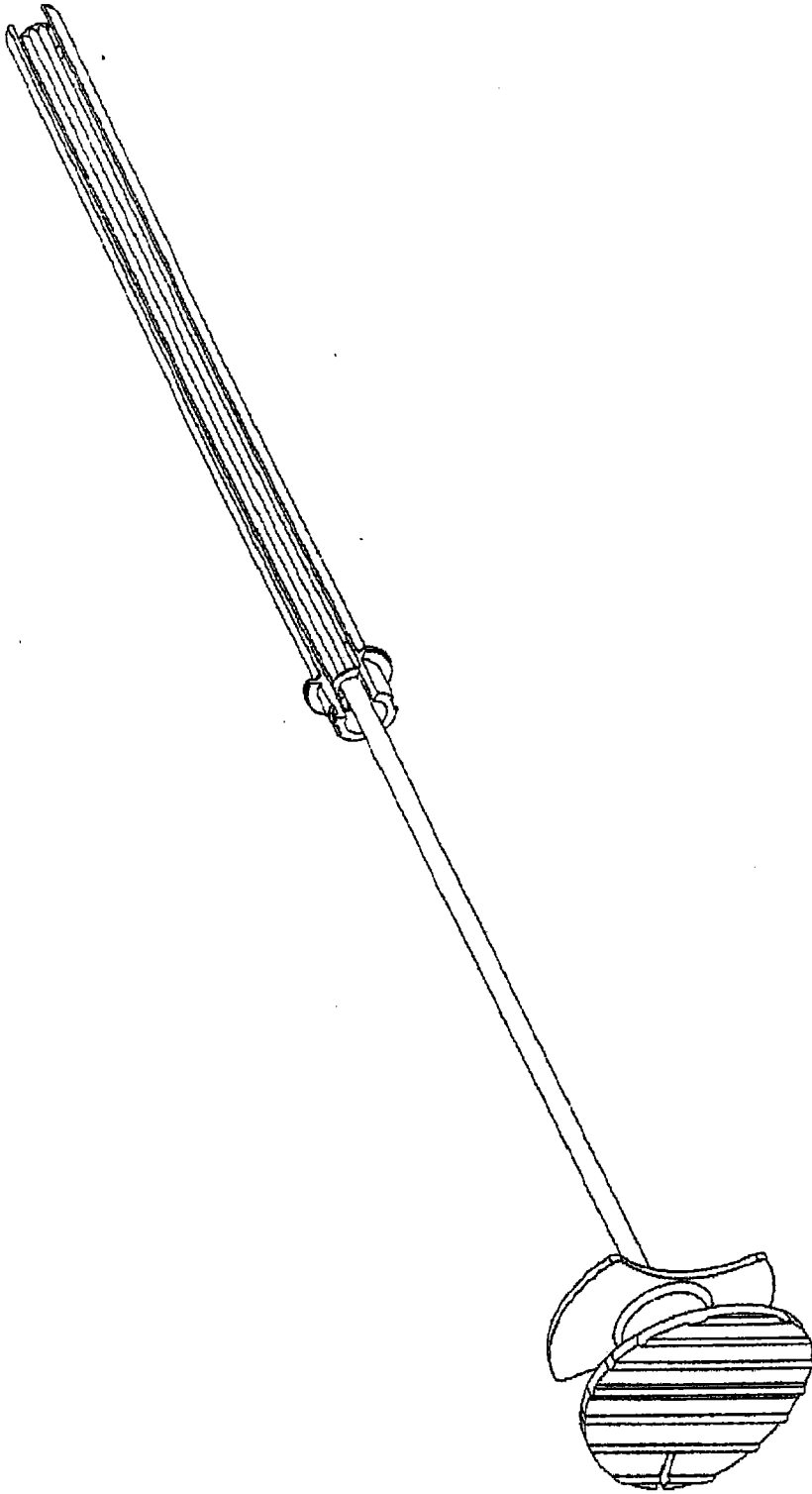


图 31

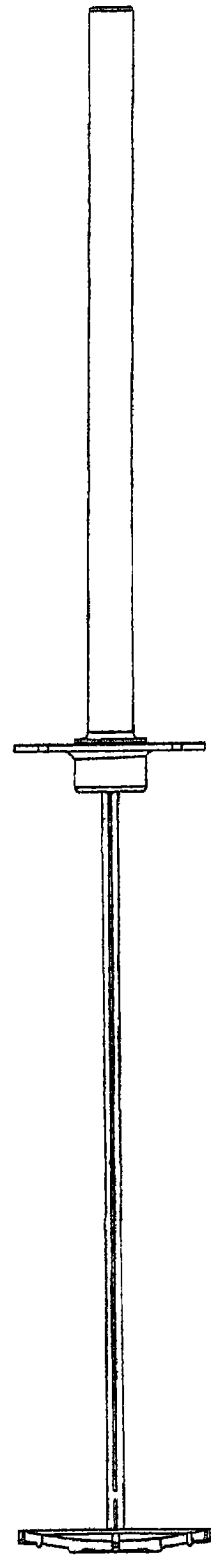


图 32

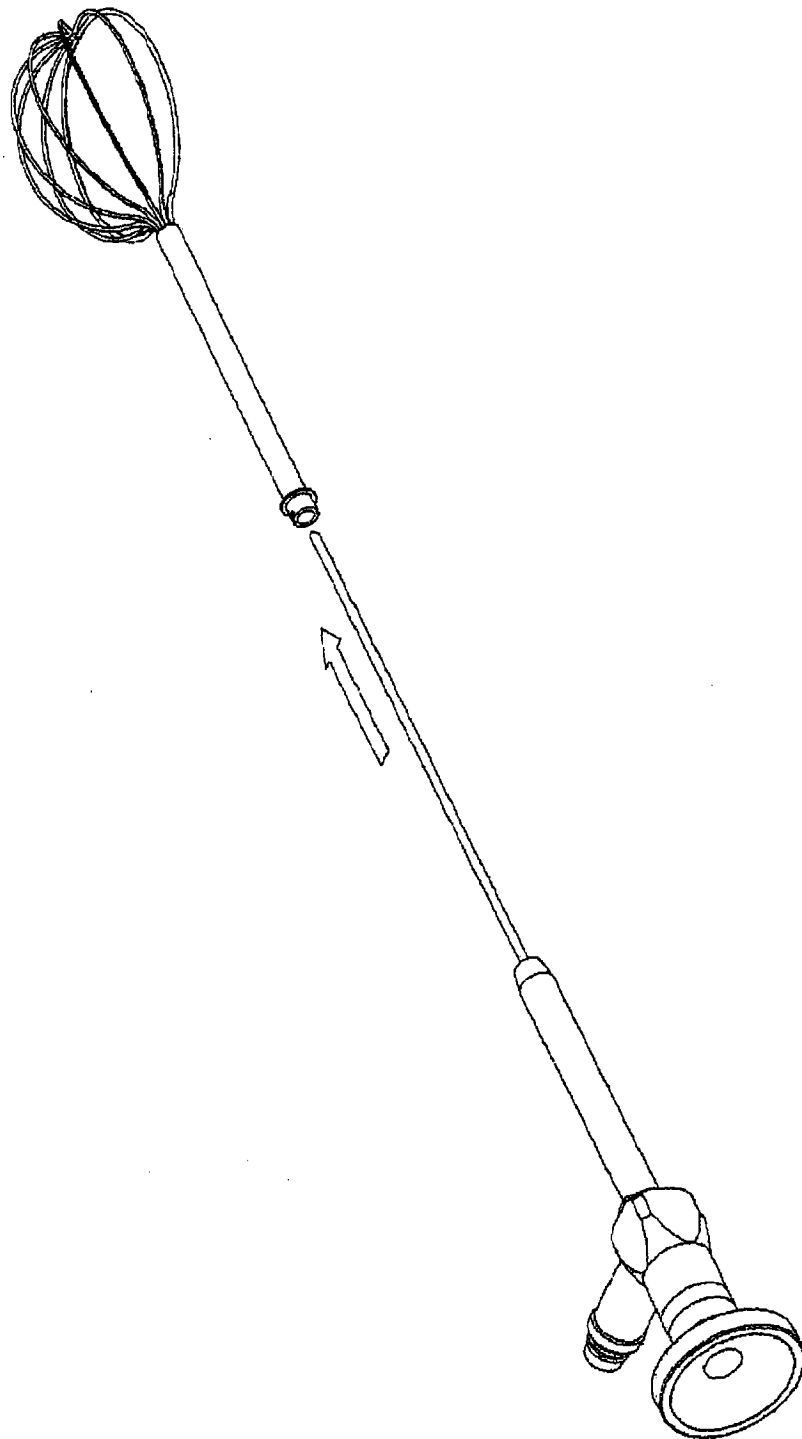


图 33

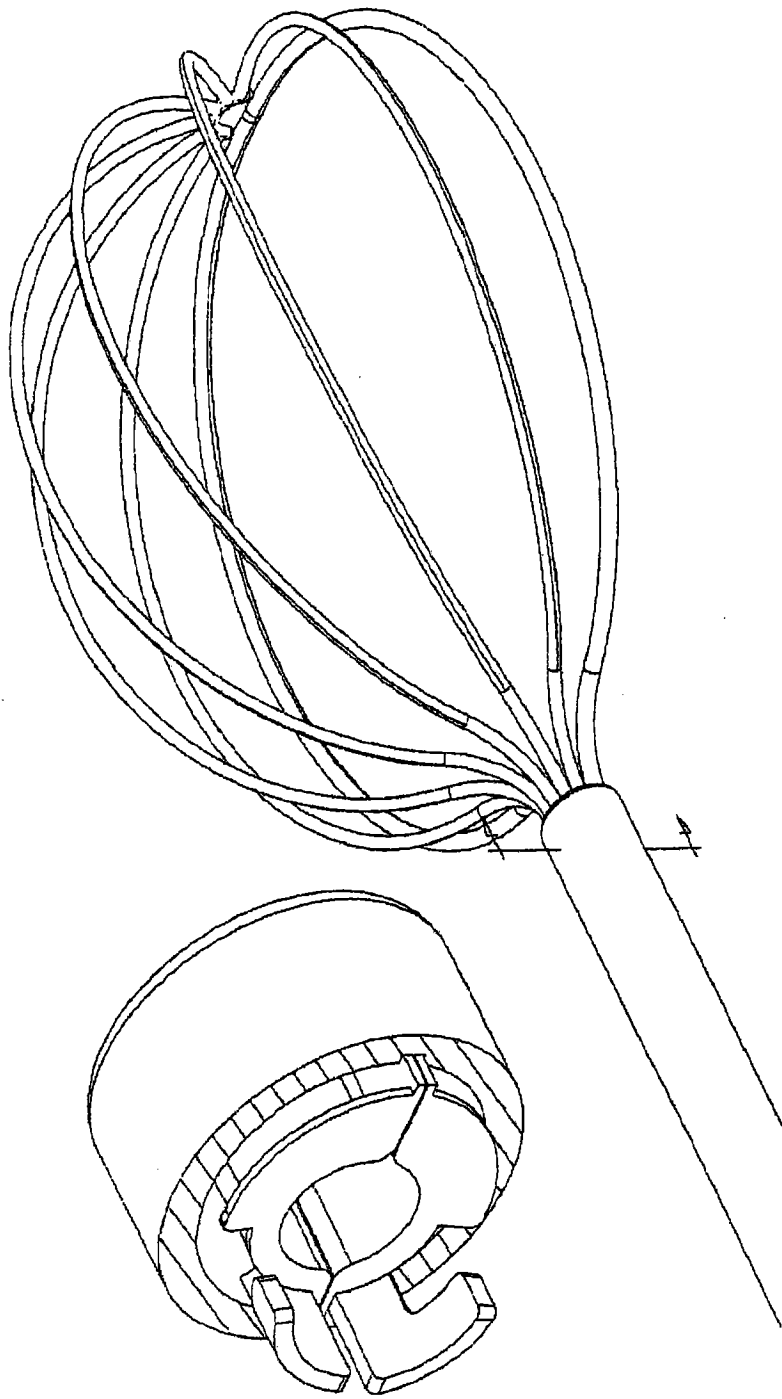


图 34

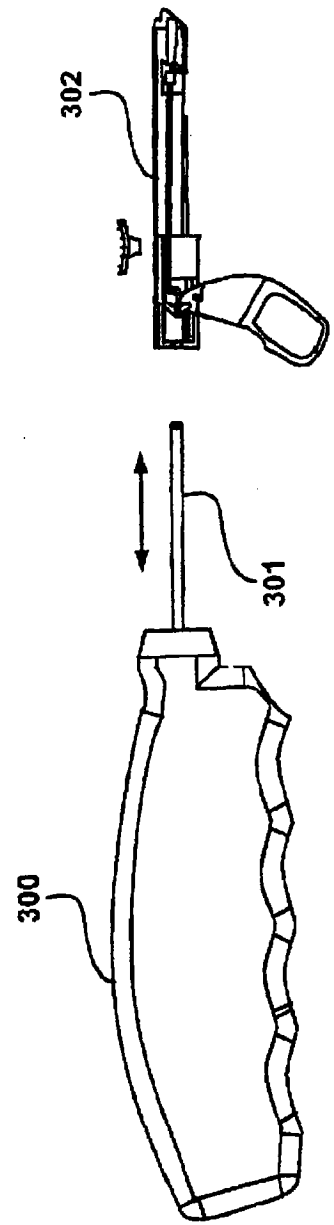


图 35A

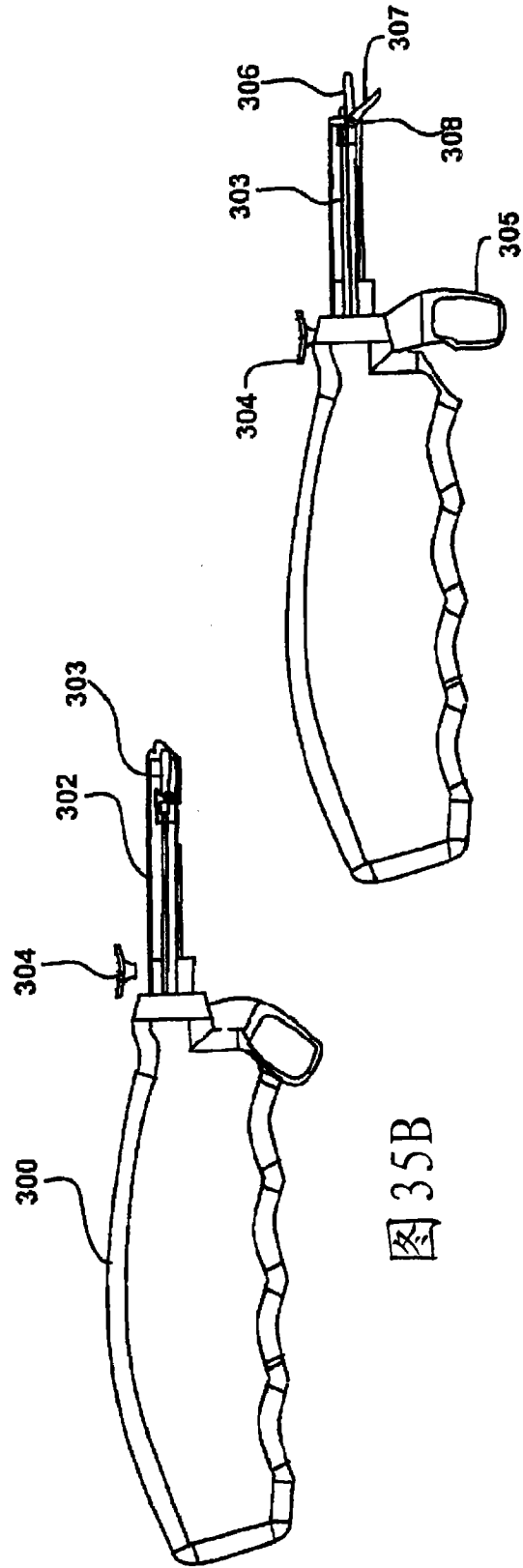


图 35B

图 35C

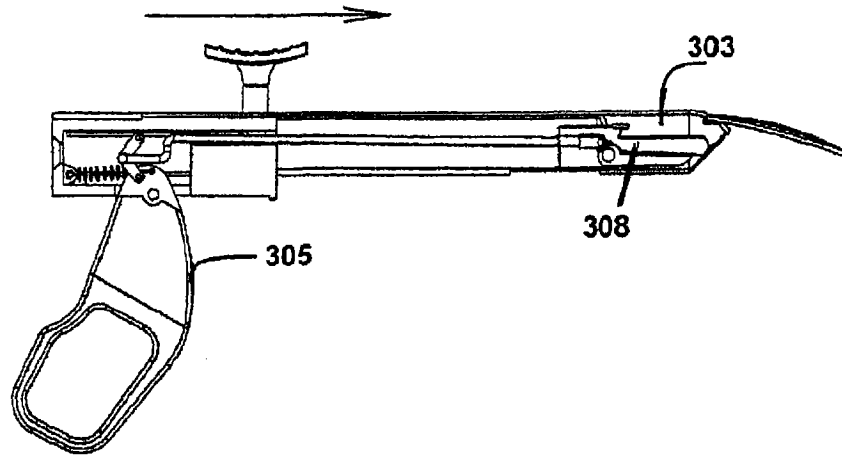


图 36A

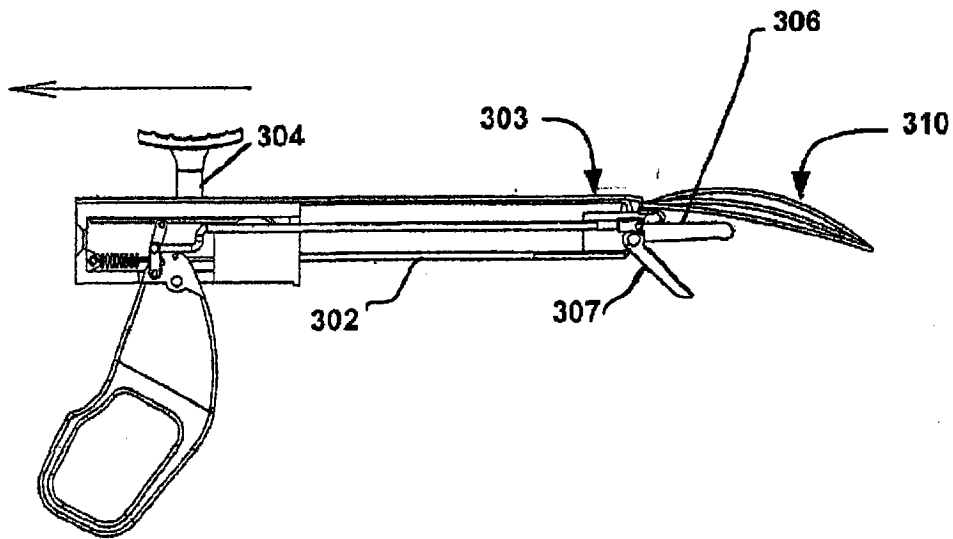


图 36B

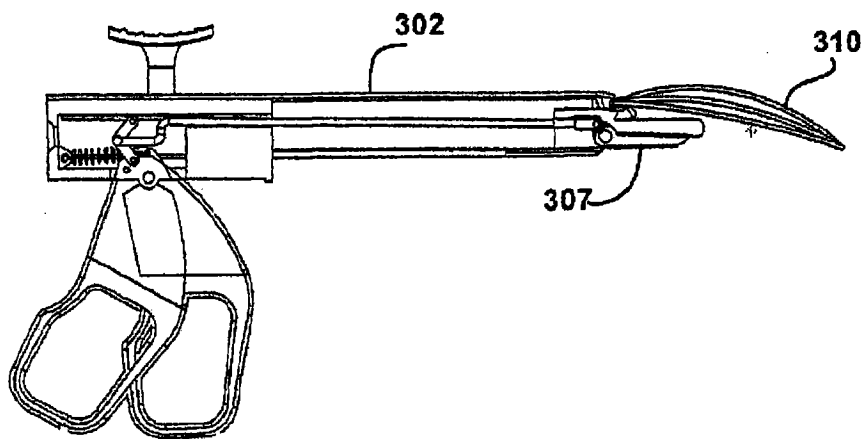


图 36C

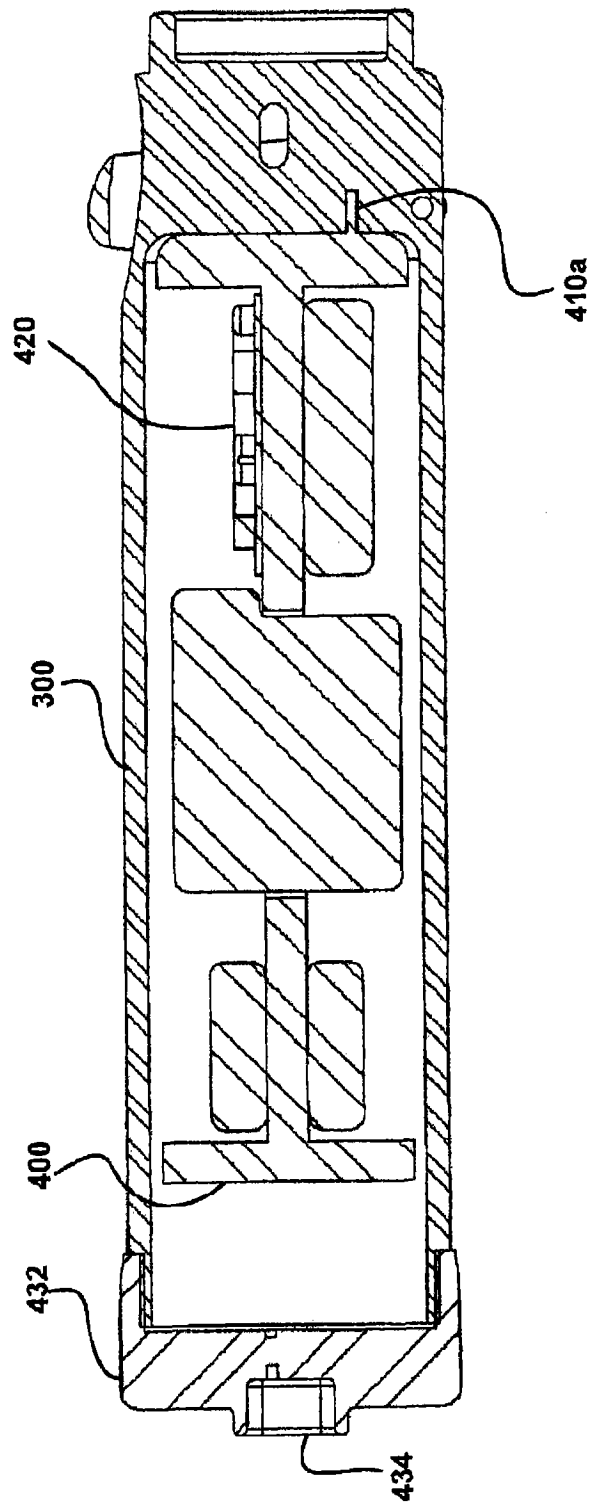


图 37

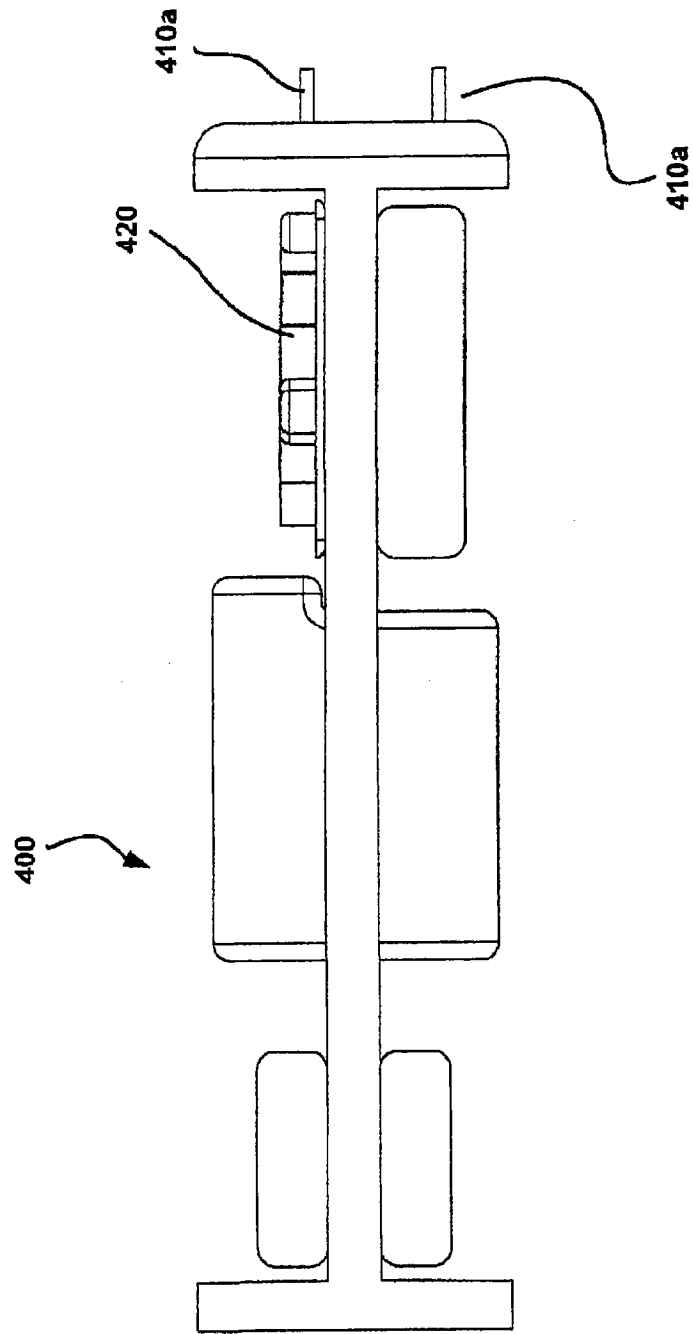


图 38

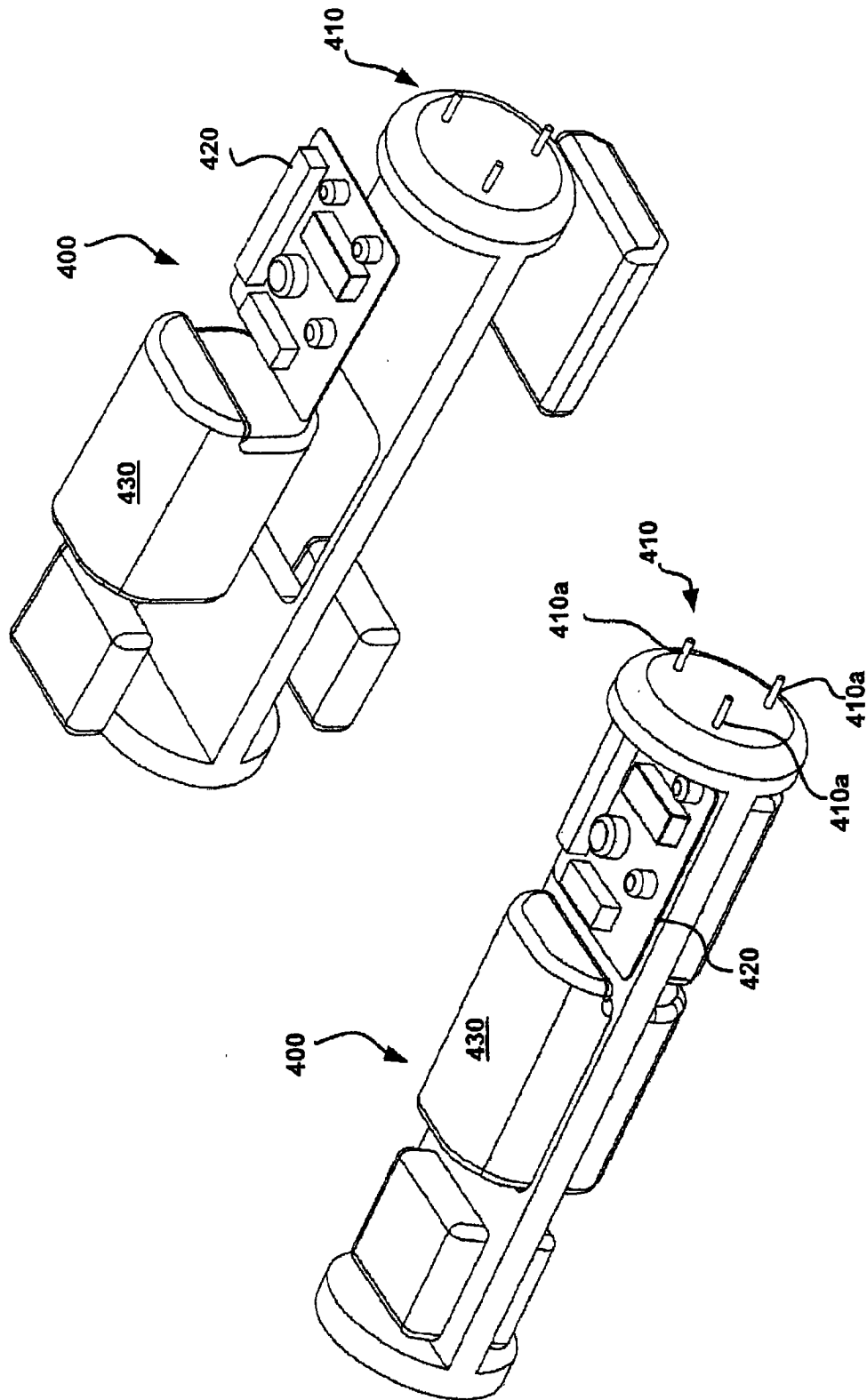


图 39

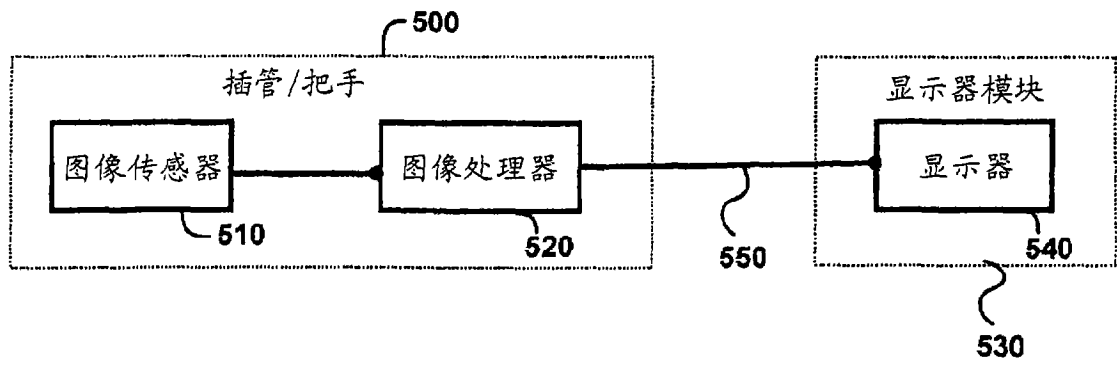


图 40A

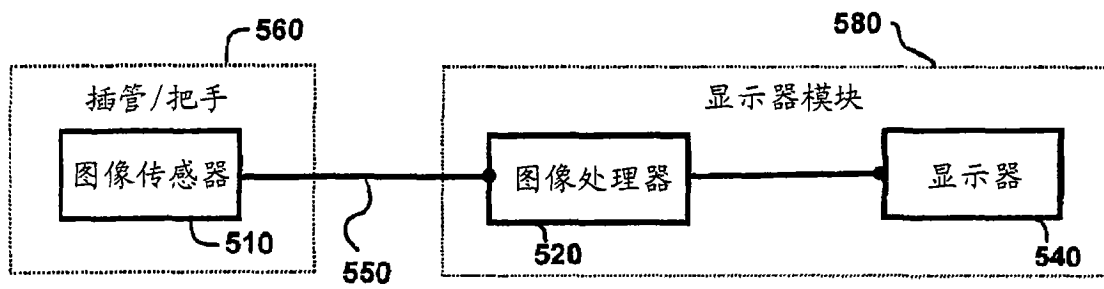


图 40B

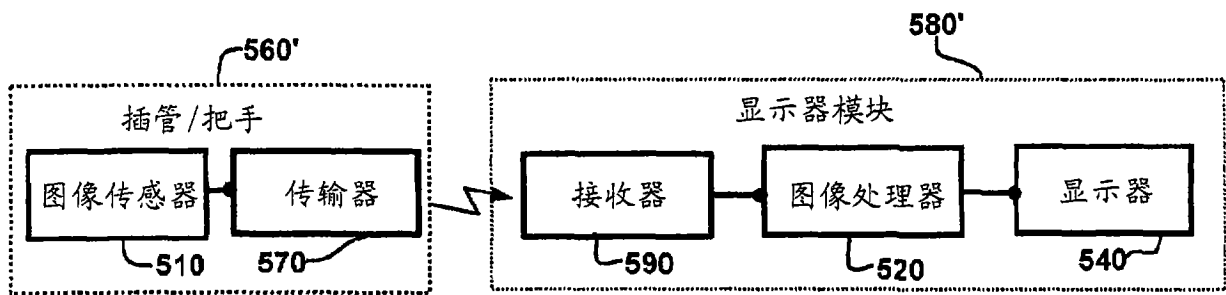


图 40C

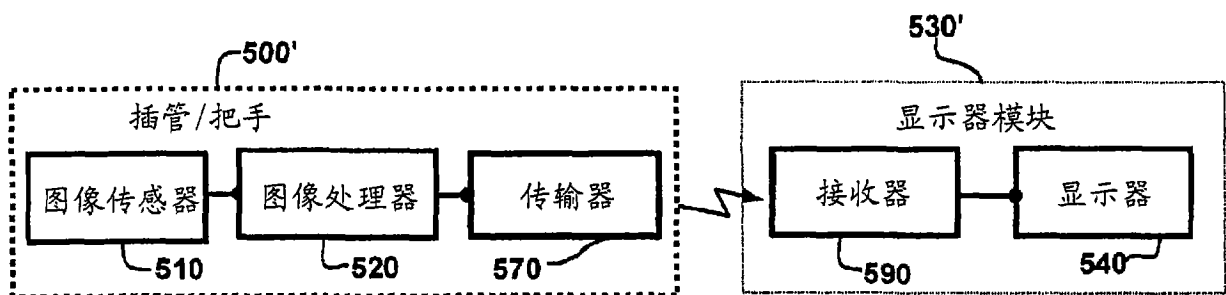
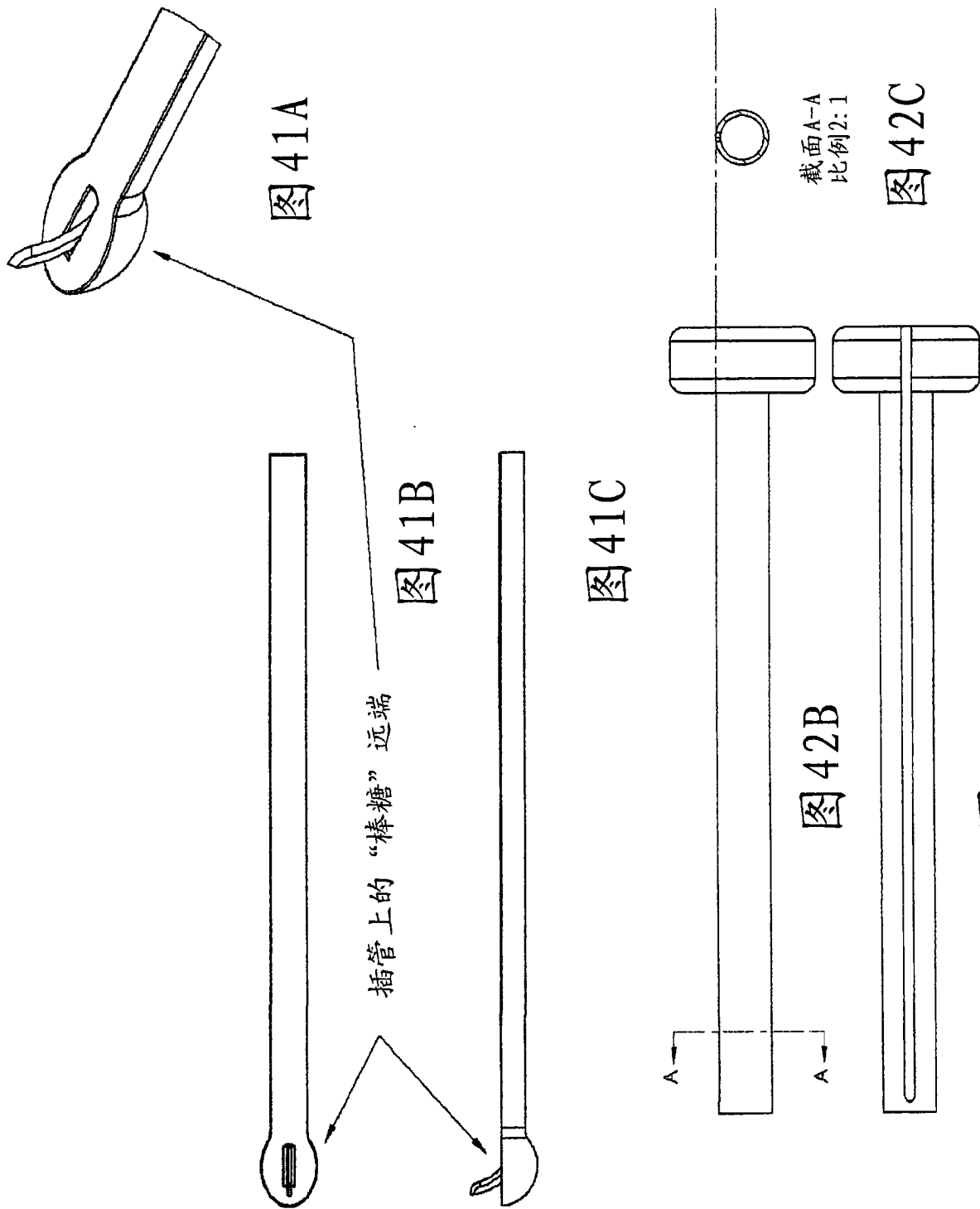
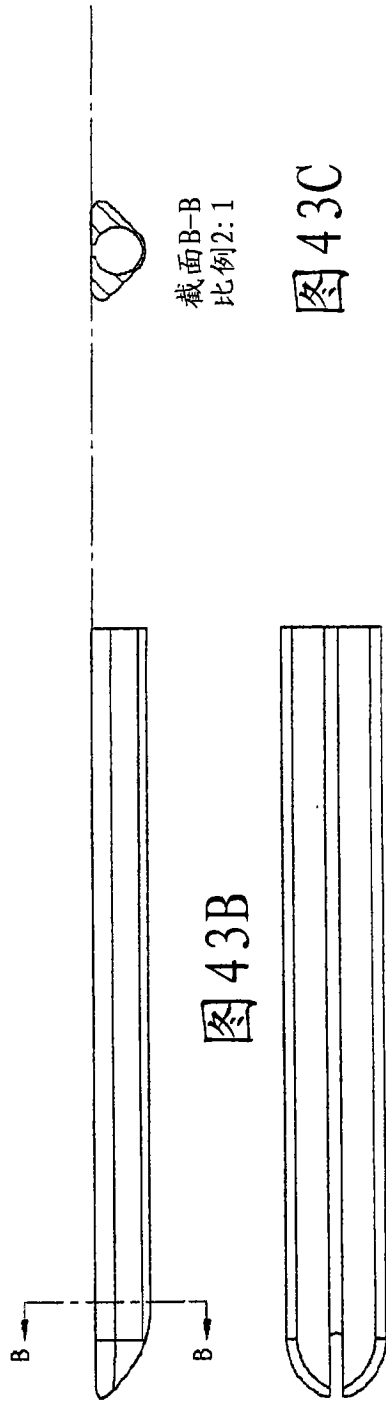


图 40D



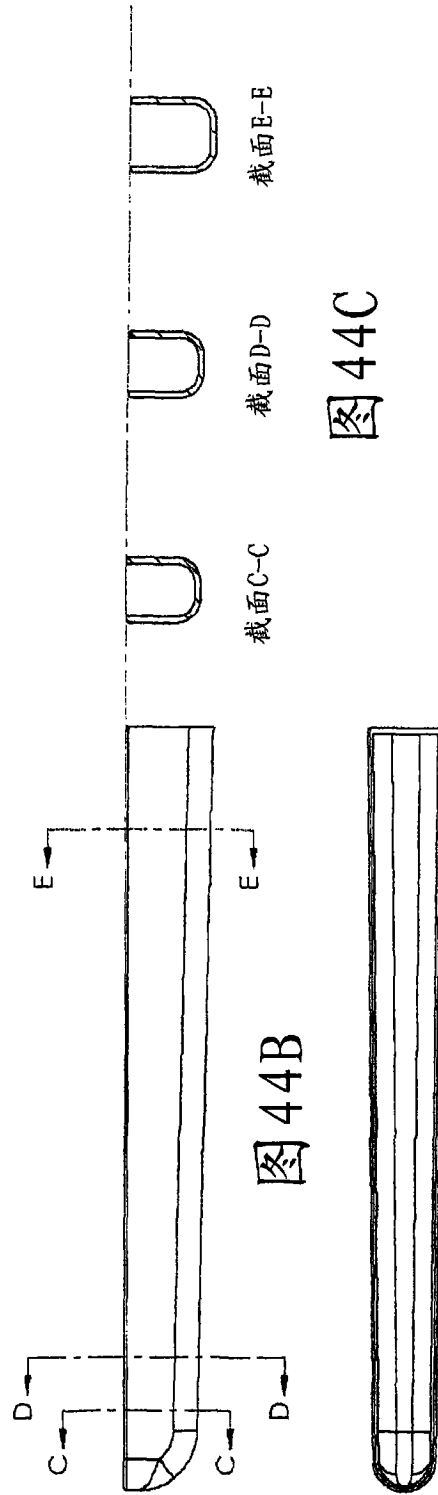


截面B-B  
比例2:1

图43B

图43C

图43A



截面C-C

截面D-D

截面E-E

图44B

图44C

图44A

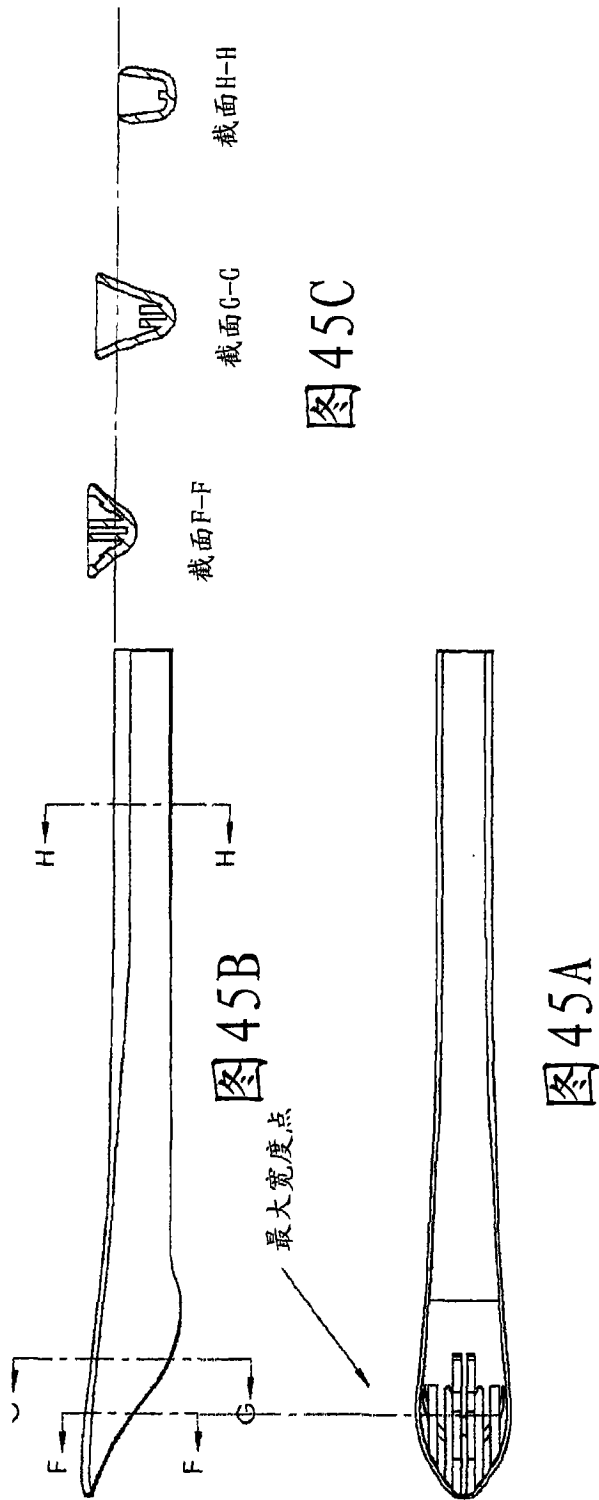


图45C

图45B

图45A

专利名称(译)	内窥镜外科手术的装置		
公开(公告)号	<a href="#">CN101711132B</a>	公开(公告)日	2013-02-13
申请号	CN200880011061.0	申请日	2008-02-11
[标]发明人	豪尔赫L·奥尔巴伊 豪尔赫·麦克哈德 诺曼H·托马斯 亚历杭德罗·埃斯皮诺萨 兰德尔·齐诺克 罗纳德利特克 卡洛斯·瓦伦西亚		
发明人	豪尔赫·L·奥尔巴伊 豪尔赫·麦克哈德 诺曼·H·托马斯 亚历杭德罗·埃斯皮诺萨 兰德尔·齐诺克 罗纳德·利特克 卡洛斯·瓦伦西亚		
IPC分类号	A61B17/32		
CPC分类号	A61B1/00052 A61B19/5225 A61B17/320036 A61B1/00048 A61B17/320016 A61B1/313 A61B2019/521 A61B1/00108 A61B2017/2927 A61B2017/32113 A61B17/3201 A61B17/3421 A61B2019/468 A61B17/ /0218 A61B2019/5206 A61B2017/00464 A61B2017/00455 A61B1/00066 A61B1/00105 A61B1/00142 A61B90/37 A61B2090/068 A61B2090/306 A61B2090/309		
审查员(译)	陈萌		
优先权	60/981656 2007-10-22 US 60/983436 2007-10-29 US 60/969484 2007-08-31 US 60/992930 2007-12-06 US 60/889064 2007-02-09 US		
其他公开文献	CN101711132A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种内窥镜外科手术工具，该工具中包括成像光学器件，该内窥镜外科手术工具的包括其工具、电子部件和可视化组件的各种组件可用于无菌手术区域中。在本发明的一个具体实施方式中，所述工具的插管部适于具体类型的内窥镜外科手术过程，而把手可用于多个不同的合适插管，所述把手包括所述装置的成像电路的至少一部分。

