



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102014768 B

(45) 授权公告日 2013. 01. 30

(21) 申请号 200980115603. 3

A61B 17/072 (2006. 01)

(22) 申请日 2009. 04. 28

(56) 对比文件

(30) 优先权数据

2008-119277 2008. 04. 30 JP

US 5314435 A, 1994. 05. 24, 全文.

JP 特表 2003-523254 A, 2003. 08. 05, 全文.

US 5855312 A, 1999. 01. 05, 全文.

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 11. 01

审查员 毕亚琼

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2009/058328 2009. 04. 28

(87) PCT申请的公布数据

W02009/133875 JA 2009. 11. 05

(73) 专利权人 学校法人自治医科大学

地址 日本栃木县

(72) 发明人 大平猛

(74) 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 余刚 吴孟秋

(51) Int. Cl.

A61B 17/115 (2006. 01)

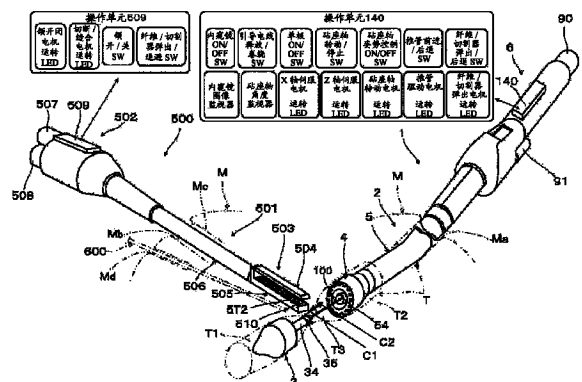
权利要求书 7 页 说明书 43 页 附图 18 页

(54) 发明名称

经自然腔道内窥镜手术 (NOTES) 用外科手术系统

(57) 摘要

本发明提供了用于降低手术损伤的 NOTES 用外科手术系统。NOTES 用外科手术系统包括圆形吻合装置 (1), 该圆形吻合装置 (1) 将与引导电线 (100) 连接的砧座部 (3) 与活体内插入主体 (2) 连接, 从自然开口部 Ma 插入到活体管 T 内, 在通过从活体腔 Mb 插入的切断 / 缝合装置 (500) 的一对的线性切割器 (558)、(559), 切除活体管的病灶部 T3 之后, 吻合并修复切断端部彼此。



1. 一种经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,
所述经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统包括圆形吻合装置,
所述圆形吻合装置包括:

砧座部,构成前端部,所述砧座部具有沿作为主轴的 X 轴向后方突出设置的、在后端上设置有套管针的砧座轴;

活体内插入主体,具有与所述砧座部相对设置的头部及与所述头部连接的长条可挠性支承轴部,所述头部包括将活体管切断及吻合成横切方向圆管状的圆形切割器及吻合用纤维;

操作部,与所述活体内插入主体连接,控制所述圆形切割器和所述吻合用纤维的推出操作;

引导细线部件,插入并穿过所述活体内插入主体内,以卷绕/释放自如的方式与所述套管针的尖端连接;以及连接机构,通过在所述砧座轴及所述头部内中央部分别设置能相互卡合脱离的被锁固部和锁固部来连接或分离所述砧座部和所述头部,

在所述圆形吻合装置中,连接有所述砧座部的所述活体内插入主体从生物的自然开口部插入到具有病灶部的活体内,所述砧座部从所述头部脱离并留置,而且,所述头部侧的所述活体内插入主体后退,并分别分离到所述活体管病灶部的前/后端部附近,在该状态下,通过从另外在活体上开口的内窥镜用活体腔部插入的、具有包括不切所述引导细线部件只用于切断活体管的避开机构、将活体管切断成横切方向直线状的线性切割器及荷包缝合所述活体管的切断端部的缝合用纤维的线性切断/缝合装置,从所述活体外切除病灶部,而且,在所述活体管的切断端部双方彼此被荷包缝合之后,所述圆形吻合装置从活体内将其活体管的切断端部双方彼此吻合成圆筒状,与此同时,将所述荷包缝合而成的荷包缝合部的活体管部分切断成圆形状,并修复成连通状态,

其中,所述引导细线部件是由导体构成的引导电线,其引导电线的前端通过单极电极部与所述套管针的尖端连接,所述套管针由绝缘体构成或者通过其他绝缘体与所述砧座部轴连接设置,

通过卷绕的所述引导电线向所述单极电极部通电单极电流,所述砧座部侧及所述头部侧活体管双方的荷包缝合部位被依次烧灼,并通过所述套管针插入贯穿而开口。

2. 一种经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,
所述经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统包括圆形吻合装置,
所述圆形吻合装置包括:

砧座部,构成前端部,所述砧座部具有能与在后端上形成有套管针的尖头部(34Aa)卡合脱离地连接、且沿作为主轴的 X 轴突出设置在后端侧的砧座轴;

活体内插入主体,具有与所述砧座部相对的头部及与所述头部连接的长条可挠性支承轴部,所述头部包括将活体管切断及吻合成横切方向圆管状的圆形切割器及吻合用纤维;

操作部,与所述活体内插入主体连接,控制所述圆形切割器和吻合用纤维的推出操作;

引导细线部件,插入并穿过所述活体内插入主体内,以卷绕/释放自如的方式与所述套管针的尖端连接;以及

连接机构,通过所述砧座轴及所述头部内中央部分别设置能相互卡合分离的被锁固部和锁固部来连接或分离所述砧座部和所述头部,

在所述圆形吻合装置中,连接有所述砧座部的所述活体内插入主体从生物的自然开口部插入到具有病灶部的活体内,所述砧座部从所述头部分离并留置,而且,所述头部侧的所述活体内插入主体后退,并分别分离到所述活体管病灶部的前/后端部附近,在该状态下,通过从另外在活体上开口的内窥镜用活体腔部插入的、具有包括不切所述引导细线部件只用于切断活体管的避开机构、将活体管切断成横切方向直线状的圆形切割器及荷包缝合所述活体管的切断端部的缝合用纤维的线性切断/缝合装置,从所述活体管外切除病灶部,而且,在所述活体管的切断端部双方彼此被荷包缝合之后,所述圆形吻合装置从活体内将其活体管的切断端部双方彼此吻合成圆筒状,与此同时,将所述荷包缝合而成的荷包缝合部的活体管部分切断成圆形状,并修复成连通状态,

其中,所述引导细线部件是由导体构成的引导电线,该引导电线的前端通过单极电极部与所述套管针的尖端连接,所述套管针由绝缘体构成或者通过其他绝缘体与所述砧座部轴连接设置,

通过卷绕的所述引导电线向所述单极电极部通电单极电流,所述砧座部侧及所述头部侧活体管双方的荷包缝合部位被依次烧灼,并通过所述套管针被插入贯穿而开口。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

在所述头部和所述支承轴部的连接部附近内收容有:

推管驱动机构,使用于使所述砧座部与所述头部连接/分离的推管前进/后退;
纤维/切割器推出机构,使所述吻合用纤维及所述圆形切割器推出/后退;以及
卷绕装置,用于卷绕所述引导细线部件,

其中,通过所述操作部远程控制这些驱动操作。

4. 根据权利要求 3 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

在所述头部和所述支承轴部之间的连接部附近内设置有无线发送接收器及电池,

以无线方式进行所述推管驱动机构、所述纤维/切割器推出机构及所述卷绕装置的远程控制。

5. 根据权利要求 1 或 2 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

所述连接机构包括:

凸面体状的被锁固部,设置在所述套管针附近的砧座轴;

锁固部,由分割捕捉部及多个弹性支承部件构成,所述分割捕捉部收容在所述头部内中央部,形成为沿外周方向被分割成多个的凹面体状,能卡合脱离地嵌合并捕捉所述被锁固部,所述多个弹性支承部件设置在用于使所述砧座部与所述头部连接/分离的前进/后退自如的推管的前端部上,在自由状态下,为了使所述分割捕捉部分别从主轴芯、即 X0 轴芯向扩径方向打开而弯曲,对所述分割捕捉部进行弹力支承;以及锁固调整管,前进/后退自如地外嵌在所述推管上,通过所述锁固调整管的前端部前进到所述锁固部后端部,从而从外侧按压所述弹性支承部件并沿缩径方向关闭所述分割捕捉部,通过所述锁固调整管的

前端部从所述弹性支承部件后退从而向扩径方向打开所述分割捕捉部。

6. 根据权利要求 5 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在
于,

在所述头部和所述支承轴部的连接部附近内收容有:

推管驱动机构,使用于使所述砧座部与所述头部连接/分离的推管前进/后退;

锁固调整管驱动机构,使用于使所述锁固部与所述被锁固部卡合脱离的锁固调整管前
进/后退;以及

纤维/切割器推出机构,使所述吻合用纤维及圆形切割器向主轴即、X0 轴方向推出/后
退,

其中,通过所述操作部远程控制这些驱动操作。

7. 根据权利要求 6 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在
于,

在所述头部和所述支承轴部的连接部附近内还设置有无线发送接收器及电池,

以无线方式进行所述推管驱动机构、所述锁固调整管驱动机构及所述纤维/切割器推
出机构的远程控制。

8. 根据权利要求 1 或 2 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特
征在于,

所述单极电极部埋设在所述套管针的后端部外周面中并露出有狭小面积。

9. 根据权利要求 1 或 2 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特
征在于,

所述单极电极部在所述套管针的后端部外周面上沿轴方向露出适当长的细带状。

10. 根据权利要求 1 或 2 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特
征在于,

连接有所述套管针的所述砧座轴转动自如地被砧座轴支承部支承并与转动单元连接,
在所述单极电极部中通电单极电流时,通过所述转动单元转动所述砧座轴,其中,所述砧座
轴支承部设置在所述砧座部内,且所述砧座轴支承部用于支承所述砧座轴。

11. 根据权利要求 2 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在
于,

所述尖头部(34Aa)通过被卷绕的所述引导电线并借助所述套管针贯穿依次烧灼的所
述砧座部侧及所述头部侧活体管的荷包缝合部位,从所述砧座轴分离并被牵引到所述头部
内侧。

12. 根据权利要求 2 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在
于,

所述经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统包括砧座部连接辅助器,

所述砧座部连接辅助器由套管针状尖头部(55a)及与该套管针状尖头部(55a)连接的
长条可挠性轴部构成,其中,在将所述砧座部与所述头部再次连接时,牵引所述引导细线部
件将所述在后端上形成有套管针的尖头部(34Aa)从砧座轴后端部拉开,拉出到延伸设置推
管直至所述操作部的后端部的后端开口部外之后,所述套管针状尖头部从所述后端开口部
经由所述支承轴部内插拔自如地插入到所述头部的前端部,所述套管针状尖头部的前端部

形成为套管针状、并贯穿所述锁固部的分割捕捉部内,其中,所述推管用于使所述砧座部与所述头部连接/分离,

通过将所述轴部前端的套管针状尖头部(55a)插入到所述砧座轴侧的在后端上形成有套管针的尖头部(34Aa)已分离的砧座轴后端部内,从而成为连接辅助。

13. 根据权利要求1或2所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

所述砧座部具有砧座姿势控制机构,所述砧座姿势控制机构支承所述砧座轴,在所述砧座部与所述头部分离后再次连接时,自动控制其相对于所述砧座轴的主轴、即X轴的倾斜姿势,以使所述砧座轴与头部的主轴芯、即X0轴芯大致一致。

14. 根据权利要求13所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

所述砧座姿势控制机构包括:

两轴摆动机构,分别绕与所述砧座轴的主轴即X轴正交的两轴即Y轴、Z轴摆动自如;绕Y轴角度传感器及绕Z轴角度传感器,设置在所述砧座轴连接部位上;以及驱动单元,驱动所述两轴摆动机构分别绕Y轴及Z轴摇动。

15. 根据权利要求14所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

所述两轴摆动机构由万向架机构构成,所述万向架机构在固定在所述砧座部内的第一框体上设置有绕Y轴摆动自如的第二框体,在所述第二框体上设置有支承绕Z轴摆动自如的所述砧座轴的砧座轴支承部。

16. 根据权利要求14或15所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

所述驱动单元由驱动控制所述两轴摆动机构分别绕Y轴及Z轴摇动的伺服电动机构成。

17. 根据权利要求16所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

所述经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统包括砧座姿势控制系统,

所述砧座姿势控制系统包括:

绕Y0轴角度传感器、绕Z0轴角度传感器及头部侧发送接收器,设置在所述头部内,所述绕Y0轴角度传感器、绕Z0轴角度传感器分别设置在与所述头部的主轴X0轴相互正交的两轴Y0轴、Z0轴,所述头部侧发送接收器用于无线发送这些角度传感器的输出;

砧座部侧发送接收器,设置在所述砧座部内,从所述头部侧发送接收器接收绕Y0轴角度传感器及Z0轴角度传感器的输出;

角度指令生成部,包括角度检测部及指令计算部,所述角度检测部输入有所述砧座姿势控制机构的绕Y轴角度传感器及Z轴角度传感器的输出和来自所述砧座部侧发送接收器的绕Y0轴角度传感器及Z0轴角度传感器的输出,并检测各自的角度数据,所述指令计算部基于来自所述角度检测部的角度数据计算出所述第二框体及所述砧座轴的各自的转动角度指标值,所述角度指令生成部根据这些部件的转动角度指标值生成所述第二框体及所述砧座轴的角度指令值;以及

驱动控制部,包括 Y 轴控制部及 Z 轴控制部,所述 Y 轴及 Z 轴控制部基于来自所述角度指令生成部的角度指令值,对 Y 轴伺服电动机及 Z 轴伺服电动机单独地进行伺服控制,

在所述砧座部与所述头部再次连接时,以通过所述砧座部被所述引导细线部件牵引而与所述头部的锁固部内或锁固部所连接设置的推管的前端部附近内处于已抵接的状态下的套管针的后端部作为基点、即临时固定点,所述砧座姿势控制系统为了与该时刻的所述头部的角度数据大致一致而被赋予所述砧座轴的目标角度,自动控制砧座部的姿势。

18. 根据权利要求 16 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

所述经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统包括砧座姿势控制系统,

所述砧座姿势控制系统包括:

绕 Y0 轴角度传感器、绕 Z0 轴角度传感器及头部侧发送接收器,设置在所述头部内,绕 Y0 轴角度传感器、绕 Z0 轴角度传感器分别设置在与所述头部的主轴、即 X0 轴相互正交的两轴、即 Y0 轴、Z0 轴,所述头部侧发送接收器用于无线发送这些角度传感器的输出;

砧座部侧发送接收器,设置在所述砧座部内,从所述头部侧发送接收器接收绕 Y0 轴角度传感器及 Z0 轴角度传感器的输出;

角度指令生成部,包括角度检测部及指令计算部,所述角度检测部输入有所述砧座姿势控制机构的绕 Y 轴角度传感器及 Z 轴角度传感器的输出和来自所述砧座部侧发送接收器的绕 Y0 轴角度传感器及 Z0 轴角度传感器的输出,并检测各自的角度数据,所述指令计算部基于来自所述角度检测部的角度数据计算出所述第二框体及所述砧座轴的各自的转动角度指标值,所述角度指令生成部根据这些转动角度指标值生成所述第二框体及所述砧座轴的角度指令值;以及

驱动控制部,包括 Y 轴控制部及 Z 轴控制部,所述 Y 轴控制部及 Z 轴控制部基于来自所述角度指令生成部的角度指令值,对 Y 轴伺服电动机及 Z 轴伺服电动机单独地进行伺服控制,

在所述砧座部与所述头部再次连接时,以通过所述头部侧的活体内插入主体及所述砧座部连接辅助器所插入贯穿的所述推管同时前进并被按压而抵接在所述砧座轴的后端部上所设置的尖头部连接孔内的所述砧座部连接辅助器的套管针状尖头部作为基点、即临时固定点,所述砧座姿势控制系统为了与该时刻的所述头部的角度数据大致一致而被赋予所述砧座轴的目标角度,自动控制砧座部的姿势。

19. 根据权利要求 1 或 2 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

在所述头部的前端附近内组装有配置有内窥镜前端部的无线内窥镜装置或胶囊内窥镜装置。

20. 一种经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

所述经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统包括圆形吻合装置,

所述圆形吻合装置包括:

砧座部,构成前端部,所述砧座部具有沿主轴、即 X 轴向后方突出设置的、在后端设置有套管针的砧座轴;

活体内插入主体,具有与所述砧座部相对设置的头部及与所述头部连接的长条可挠

性支承轴部,所述头部包括将活体管切断及吻合成横切方向圆管状的圆形切割器及吻合用纤维;

操作部,与所述活体内插入主体连接,控制所述圆形切割器和吻合用纤维的推出操作;

引导细线部件,插入并穿过所述活体内插入主体内,以卷绕/释放自如的方式与所述套管针的尖端连接;

连接机构,通过在所述砧座轴及头部内中央部分别设置能相互卡合脱离的被锁固部和锁固部来连接或分离所述砧座部和头部;以及

砧座部插入辅助器,由两端均开放的、所述砧座轴的后端部及套管针部能插入并贯穿的长条可挠性中空管状体以及设置在所述中空管状体的后端部上的把持部构成,在向前端部插入所述砧座轴的后端部及所述套管针部而连接所述砧座部的状态下,所述砧座部插入辅助器被插入到活体内,

在所述圆形吻合装置中,连接有所述砧座部的所述砧座部插入辅助器从生物的自然开口部插入到具有病灶部的活体内,所述砧座部从所述砧座部插入辅助器的前端部分离并留置,而且,所述砧座部插入辅助器后退,分别分离到所述活体管病灶部的前/后端部附近,在该状态下,通过从另外在活体上开口的内窥镜用活体腔部插入的、具有设置不切所述引导细线部件只用于切断活体管的避开机构,并具有将活体管切断成横切方向直线状的线性切割器及荷包缝合其活体管的切断端部的缝合用纤维的线性切断/缝合装置,从所述活体外切除病灶部,而且,在所述活体管的切断端部双方被荷包缝合之后,使所述砧座部插入辅助器后退并拔出到自然开口部外,将所述头部侧的活体内插入主体从自然开口部插入到所述活体内的通过将所述活体管的切断端部双方荷包缝合而成的荷包缝合部部位,在从活体内将所述活体管的切断端部双方彼此吻合成圆筒状的同时,将通过将所述活体管的切断端部双方荷包缝合而成的荷包缝合部的活体管部分切断成圆形状,并修复成连通状态,

其中,所述引导细线部件是由导体构成的引导电线,该引导电线的前端通过单极电极部与所述套管针的尖端连接,所述套管针由绝缘体构成或通过其他绝缘体与所述砧座部轴连接设置,

通过卷绕的所述引导电线向所述单极电极部通电单极电流,所述砧座部侧及所述头部侧活体管双方的荷包缝合部位被依次烧灼,并通过所述套管针被插入贯穿而开口。

21. 一种经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其特征在于,

所述经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统包括线性切断/缝合装置,

所述线性切断/缝合装置包括:

活体腔内插入主体,包括末端执行元件及与该末端执行元件连接的长条可挠性支承轴部,所述末端执行元件包括与进行开闭的一个颌部相对的、包括从活体外将活体管缝合成交切方向直线状的缝合用纤维以及能分别从前端侧及后端侧的两个方向向中间部往复移动的一对线性切割器的另一个颌部;以及

操作部,与所述活体腔内插入主体连接,并控制所述缝合用纤维及线性切割器的推出操作,

在圆形吻合装置的砧座部及活体内插入主体处于连接的状态下,从生物的自然开口

部插入到具有病灶部的活体内，并在砧座部和头部分别分离到所述活体管病灶部的前/后端部附近的状态下，

所述线性切断/缝合装置从在所述活体上另外开口的内窥镜用活体腔部插入，通过所述一对线性切割器从活体外依次将所述病灶部的前/后端部附近切断成横切方向直线状，而且，通过所述缝合用纤维分别荷包缝合其活体管的切断端部双方并进行封闭，

所述圆形吻合装置包括：砧座部，构成前端部，所述砧座部具有沿主轴、即 X 轴向后方突出设置的、在后端形成有套管针的砧座轴；活体内插入主体，具有与所述砧座部相对设置的头部及与所述头部连接的长条可挠性支承轴部，所述头部包括将活体管切断及吻合成横切方向圆管状的圆形切割器及吻合用纤维；操作部，与所述活体内插入主体连接，并控制所述圆形切割器和所述吻合用纤维的推出操作；以及连接机构，通过在所述砧座轴及头部内中央部分别设置能相互卡合脱离的被锁固部和锁固部来连接或分离所述砧座部和所述头部。

22. 根据权利要求 21 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统，其特征在于，

所述末端执行元件的一对线性切割器通过设置在所述另一个颌部内的切断/缝合驱动机构相互向前后相反方向进行往复移动。

23. 根据权利要求 22 所述的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统，其特征在于，

所述切断/缝合驱动机构包括：

切断/缝合驱动轴，装卸自如地嵌入安装在所述另一个颌部内的与所述一个颌部相对的面内，旋转自如地并设在与收容所述多个缝合用纤维的纤维盒的背面侧相对且贯通设置的通道内，在前半部和后半部上形成有左右均为埋头螺钉的外螺纹；以及

前侧纤维推出块及后侧纤维推出块，具有楔机构，所述楔机构用于分别与所述切断/缝合驱动轴的左右均为埋头螺钉的外螺纹螺合，随着切断/缝合驱动轴的正反转，在所述通道内相互向前后相反方向往复移动，推出所述缝合用纤维，

其中，所述一对线性切割器分别安装在所述前侧纤维推出块及后侧纤维推出块上，被配置为双方的刀尖相对，并向所述纤维盒侧方向立设。

经自然腔道内窥镜手术 (NOTES) 用外科手术系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种切除生物的活体管的病灶部并使其切断端部双方彼此吻合的外科手术系统,尤其涉及一种省去已往所进行的开腹等大型活体手术从而减少手术损伤的经自然腔道内窥镜手术 (NOTES) 用外科手术系统。

背景技术

[0002] 目前,在切除消化道等活体管的病灶部并将其切断端部吻合成圆管状的外科手术等中,例如,肠道癌等的病灶部不得不采取切开腹部从外部切除,并从外部使其两个切断端部彼此吻合的外科手术方法。近年来,提出有如下所述的外科手术方法,其相当有效地被不断推进实用化:通过线状切断/缝合装置来进行肠道的病灶部切除,并通过圆形吻合装置来进行该两个切断端部彼此的吻合,具体为:通过在从外部沿横切方向直线状地切断肠道的同时、荷包(巾着)缝合并封闭肠道的切断部,在将两个切断端部彼此吻合成圆筒状的同时,切断所述荷包缝合部的肠道部分。

[0003] 在以下的说明中,关于活体的自然开口部或另外开口的内窥镜用活体腔部,将活体内方向的器材或活体管的部分称为“前端”或“前部”,将活体外方向的器材或活体管的部分称为“后端”或“后部”。

[0004] 例如,如图 39 所示,现有的圆形吻合装置包括:结扎头组合体 (assembly) 1060,由前端的砧座部砧骨 (anvil) 1000、以及与砧座部 1000 相对且具有活体管的吻合用纤维 (staple) 及切断用切割器 (cutter) 的头部 1061 构成;作为活体内插入主体的轴组合体 1050,具有与头部 1061 连接的长条挠性支承轴部 1070;以及作为操作部的执行元件 (actuator)·手柄组合体 1086,其与轴组合体 1050 连接,控制所述圆形切割器及吻合用纤维的推出操作,砧座部 1000 构成为通过砧座轴 1104 及与该砧座轴 1104 连接的套管针(未图示)部可与头部 1061 连接/分离(例如,参照日本专利文献 1 的图 5 至图 47 等)。

[0005] 另一方面,例如,如图 40 所示,现有的线性切断/缝合装置 1500 由具有末端执行元件 1503 及与末端执行元件 1503 连接的长条挠性支承轴部 1506 的活体腔内插入主体 1501、和与支承轴部 1506 连接且控制所述缝合用钉及线性切割器的推出操作的操作部 1502 构成,其中,该末端执行元件 1503 包括与进行开闭的上颌 1504 相对设置的、具有活体管的缝合用钉和线性切割器的下颌 1505(例如,参照日本专利文献 2 的图 1 等)。

[0006] 在先技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1:日本特开 2000-166932 号公报

[0009] 专利文献 2:日本特表 2003-504104 号公报(优先权号:US09/351,534)

[0010] 不过,按照以下步骤进行使用现有的日本专利文献 1 等所记载的圆形吻合装置(图 39)及日本专利文献 2 等所记载的线性切断/缝合装置(图 40)的例如,切除肠道的病灶部并使其两个切断端部彼此吻合的外科手术。

[0011] 在圆形吻合装置的前端的砧座部 1000 与头部 1061 连接的状态下,例如从肛门将

轴组合体 1050 插入到肠道内,在砧座部 1000 完全通过了所述肠道的病灶部的口侧端(前端)部附近的时刻,从头部 1061 将其推出并分离,在头部 1061 侧的轴组合体 1050 后退并分离到所述肠道病灶部的肛门侧端(后端)部附近的状况下,另外从腹部的切开开口部通过线性切断/缝合装置 1500 从肠道外依次切除所述病灶部的前后两端部附近,同时,荷包缝合并封闭。

[0012] 通过从下颌 1505 内的后端侧向前端侧推出/驱动的多条纤维及一片切割器(均未图示)沿横切方向对肠道直线状进行此时的所述病灶部的两端部附近的切断及荷包缝合。

[0013] 而且,从所述腹部切开开口部的外部通过人手,在分别安装在砧座部 1000 及头部 1061 侧中的任意一侧上、可相互连接/分离的砧座轴 1104 及套管针部(未图示)分别插通所述两个肠道切断端部的附近并露出的状况下,分别用线在砧座轴 1104 及套管针部上绑扎成荷包状(固縛)(均未图示)。

[0014] 之后,在从所述腹部切开开口部的外部通过人手将砧座部 1000 拉回到头部 1061 侧并通过砧座轴 1104 及套管针部连接并彼此相对的状况下,使所述肠道的荷包缝合部的分别靠近口侧及肛门侧附近的部份的重合,在从肠道内吻合成圆筒状的同时,将所述肠道的荷包缝合部侧切断成圆筒状而切除。这时,通过执行元件·手柄组合体 1086 的紧握操作半自动地进行向头部 1061 侧拉回砧座部 1000 以及所述肠道的荷包缝合部附近的吻合及切断。

[0015] 这样,尽管迄今为止线性切断/缝合装置及圆形吻合装置采取了各种改进并取得了不断的进步,其构成虽然实现了从一个自然开口部(例如肛门)将作为圆形吻合装置的活体内插入主体的轴组合体 1050 插入到活体内,但是必须从腹部切开等的活体切开开口部的外部通过人手在基于线性切断/缝合装置的活体肠道的病灶部切除后进行用线对砧座轴 1104 及套管针部的活体管切断端部附近的荷包状绑扎、以及通过砧座轴 1104 及套管针部的砧座部 1000 和头部 1061 的连接等的各处置,因此依旧必须进行大型的活体切开手术。

[0016] 因此,在需要大量的时间劳力以及费用的同时,存在治疗期长等对患者来说手术损伤过大的实质性问题。

[0017] 此外,虽然赞誉近年来的圆形吻合装置为“自动地吻合”活体管的两个病灶部切断端部双方的装置(例如,日本专利文献 1),但是只要是必须从活体切开开口部的外部通过人手进行用线对砧座轴及套管针部的活体管切断端部附近的荷包状绑扎、以及砧座部 1000 和头部 1061 的连接的结构,就不能正确地称之为“自动吻合”的装置。

发明内容

[0018] 因此,鉴于上述现有技术的问题点,本发明的目的在于提供一种省略大型的腹部切开等的活体手术从而降低手术时间及手术损伤,手术的操作性、可靠性及经济性卓越的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统。

[0019] 为了实现上述目的,本发明第一方面的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,其中,所述经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统包括圆形吻合装置,所述圆形吻合装置包括:砧座部,构成前端部,所述砧座部具有沿作为主轴的 X 轴向后方突出

设置的、在后端上设置有套管针的砧座轴；活体内插入主体，具有与所述砧座部相对设置的头部及与所述头部连接的长条可挠性支承轴部，所述头部包括将活体管切断及吻合成横切方向圆管状的圆形切割器及吻合用纤维；操作部，与所述活体内插入主体连接，控制所述圆形切割器和所述吻合用纤维的推出操作；引导细线部件，插入并穿过所述活体内插入主体内，以卷绕/释放自如的方式与所述套管针的尖端连接；以及连接机构，通过在所述砧座轴及所述头部内中央部分别设置能相互卡合脱离的被锁固部和锁固部来连接或分离所述砧座部和所述头部，在所述圆形吻合装置中，连接有所述砧座部的所述活体内插入主体从生物的自然开口部插入到具有病灶部的活体内，所述砧座部从所述头部脱离并留置，而且，所述头部侧的所述活体内插入主体后退，并分别分离到所述活体管病灶部的前/后端部附近，在该状态下，通过从另外在活体上开口的内窥镜用活体腔部插入的、具有包括不切所述引导细线部件只用于切断活体管的避开机构、将活体管切断成横切方向直线状的线性切割器及荷包缝合所述活体管的切断端部的缝合用纤维的线性切断/缝合装置，从所述活体外切除病灶部，而且，在所述活体管的切断端部双方彼此被荷包缝合之后，所述圆形吻合装置从活体内将其活体管的切断端部双方彼此吻合成圆筒状，与此同时，将所述荷包缝合部的活体管部分切断成圆形状，并修复成连通状态，其中，所述引导细线部件是由导电体构成的引导电线，其引导电线的前端通过单极电极部与所述套管针的尖端连接，所述套管针由绝缘体构成或者通过其他绝缘体与所述砧座部轴连接设置，通过卷绕的所述引导电线向所述单极电极部通电单极电流，所述砧座部侧及所述头部侧活体管双方的荷包缝合部位被依次烧灼，并通过所述套管针插入贯穿而开口。

[0020] 本发明第二方面的经自然腔道内窥镜手术 (NOTES) 用外科手术系统，其中，所述经自然腔道内窥镜手术 (NOTES) 用外科手术系统包括圆形吻合装置，所述圆形吻合装置包括：砧座部，构成前端部，所述砧座部具有能与在后端上形成有套管针的尖头部卡合脱离地连接、且沿作为主轴的 X 轴突出设置在后端侧的砧座轴；活体内插入主体，具有与所述砧座部相对的头部及与所述头部连接的长条可挠性支承轴部，所述头部包括将活体管切断及吻合成横切方向圆管状的圆形切割器及吻合用纤维；操作部，与所述活体内插入主体连接，控制所述圆形切割器和吻合用纤维的推出操作；引导细线部件，插入并穿过所述活体内插入主体内，以卷绕/释放自如的方式与所述套管针的尖端连接；以及连接机构，通过所述砧座轴及所述头部内中央部分别设置能相互卡合分离的被锁固部和锁固部来连接或分离所述砧座部和所述头部，在所述圆形吻合装置中，连接有所述砧座部的所述活体内插入主体从生物的自然开口部插入到具有病灶部的活体内，所述砧座部从所述头部分离并留置，而且，所述头部侧的所述活体内插入主体后退，并分别分离到所述活体管病灶部的前/后端部附近，在该状态下，通过从另外在活体上开口的内窥镜用活体腔部插入的、具有包括不切所述引导细线部件只用于切断活体管的避开机构、将活体管切断成横切方向直线状的圆形切割器及荷包缝合所述活体管的切断端部的缝合用纤维的线性切断/缝合装置，从所述活体外切除病灶部，而且，在所述活体管的切断端部双方彼此被荷包缝合之后，所述圆形吻合装置从活体内将其活体管的切断端部双方彼此吻合成圆筒状，与此同时，将所述荷包缝合部的活体管部分切断成圆形状，并修复成连通状态，其中，所述引导细线部件是由导电体构成的引导电线，该引导电线的前端通过单极电极部与所述套管针的尖端连接，所述套管针由绝缘体构成或者通过其他绝缘体与所述砧座部轴连接设置，通过卷绕的

所述引导电线向所述单极电极部通电单极电流,所述砧座部侧及所述头部侧活体管双方的荷包缝合部位被依次烧灼,并通过所述套管针被插入贯穿而开口。

[0021] 根据本发明第一方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第三方面中,在所述头部和所述支承轴部的连接部附近内收容有:推管驱动机构,使用于使所述砧座部与所述头部连接/分离的推管前进/后退;纤维/切割器推出机构,使所述吻合用纤维及所述圆形切割器推出;以及卷绕装置,用于卷绕所述引导细线部件,其中,通过所述操作部远程控制这些驱动操作。

[0022] 根据本发明第三方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第四方面中,在所述头部和所述支承轴部之间的连接部附近内设置有无无线发送接收器及电池,以无线方式进行所述推管驱动机构、所述纤维/切割器推出机构及所述卷绕装置的远程控制。

[0023] 根据本发明第一方面至第四方面中任一方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第五方面中,所述连接机构包括:凸面体状的被锁固部,设置在所述套管针附近的砧座轴;锁固部,由分割捕捉部及多个弹性支承部件构成,所述分割捕捉部收容在所述头部内中央部,形成为沿外周方向被分割成多个的凹面体状,能卡合脱离地嵌合并捕捉所述被锁固部,所述多个弹性支承部件设置在用于使所述砧座部与所述头部连接/分离的前进/后退自如的推管的前端部上,在自由状态下,为了使所述分割捕捉部分别从主轴芯、即 X0 轴芯向扩径方向打开而弯曲,对所述分割捕捉部进行弹力支承;以及锁固调整管,前进/后退自如地外嵌在所述推管上,通过所述锁固调整管的前端部前进到所述锁固部后端部,从而从外侧按压所述弹性支承部件并沿缩径方向关闭所述分割捕捉部,通过所述锁固调整管的前端部从所述弹性支承部件后退从而向扩径方向打开所述分割捕捉部。

[0024] 根据本发明第一方面、第二方面至第五方面中任一方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第六方面中,在所述头部和所述支承轴部的连接部附近内收容有:推管驱动机构,使用于使所述砧座部与所述头部连接/分离的推管前进/后退;锁固调整管驱动机构,使用于使所述锁固部与所述被锁固部卡合脱离的锁固调整管前进/后退;以及纤维/切割器推出机构,使所述吻合用纤维及圆形切割器向主轴即、X0 轴方向推出/后退,其中,通过所述操作部远程控制这些驱动操作。

[0025] 根据本发明第六方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第七方面中,在所述头部和所述支承轴部的连接部附近内还设置有无无线发送接收器及电池,以无线方式进行所述推管驱动机构、所述锁固调整管驱动机构及所述纤维/切割器推出机构的远程控制。

[0026] (删除)

[0027] 根据本发明第一方面及第二方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第九方面中,所述单极电极部埋设在所述套管针的后端部外周面中并露出有狭小面积。

[0028] 根据本发明第一方面、第二方面或第九方面中任一方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第十方面中,所述单极电极部在所述套管针的后端部外周面上沿轴方向露出适当长的细带状。

[0029] 根据本发明第一方面、第二方面、第九方面或第十方面中任一方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第十一方面中,连接有所述套管针的所述砧座轴转动自如地被所述砧座轴支承部支承并与转动单元连接,在所述单极电极部中通电单极电流时,通过所述转动单元转动所述砧座轴。

[0030] 根据本发明第一方面、第二方面、第九方面至第十一方面中任一方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第十二方面中,所述尖头部通过被卷绕的所述引导电线并借助所述套管针贯穿依次烧灼的所述砧座部侧及所述头部侧活体管的荷包缝合部位,从所述砧座轴分离并被牵引到所述头部内侧。

[0031] 根据本发明第二方面至第七方面、第九方面至第十二方面中任一方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第十三方面中,所述 NOTES 用外科手术系统包括砧座部连接辅助器,所述砧座部连接辅助器由套管针状尖头部及与该套管针状尖头部连接的长条可挠性轴部构成,其中,在将所述砧座部与所述头部再次连接时,牵引所述引导细线部件将所述尖头部从砧座轴后端部拉开,拉出到延伸设置所述推管直至所述操作部的后端部的后端开口部外之后,所述套管针状尖头部从所述后端开口部经由所述支承轴部内插拔自如地插入到所述头部的前端部,所述套管针状尖头部的前端部形成为套管针状、并贯穿所述锁固部的分割捕捉部内,通过将所述轴部前端的套管针状尖头部插入到所述砧座轴侧的尖头部已分离的砧座轴后端部内,从而成为连接辅助。

[0032] 根据本发明第一方面至第七方面、第九方面至第十三方面中任一方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第十四方面中,所述砧座部具有砧座姿势控制机构,所述砧座姿势控制机构支承所述砧座轴,在所述砧座部与所述头部分离后再次连接时,自动控制其相对于所述砧座轴的倾斜姿势,以使所述砧座轴与头部的主轴芯、即 X0 轴芯大致一致。

[0033] 根据本发明第十四方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第十五方面中,所述砧座姿势控制机构包括:两轴摆动机构,分别绕与所述砧座轴的主轴即 X 轴正交的两轴即 Y 轴、Z 轴摆动自如;绕 Y 轴及 Z 轴角度传感器,设置在所述砧座轴连接部位上;以及驱动单元,驱动所述两轴摆动机构分别绕 Y 轴及 Z 轴摆动。

[0034] 根据本发明第十五方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第十六方面中,所述两轴摆动机构由万向架机构构成,所述万向架机构在固定在所述砧座部内的第一框体上设置有绕 Y 轴摆动自如的第二框体,在所述第二框体上设置有支承绕 Z 轴摆动自如的所述砧座轴的砧座轴支承部。

[0035] 根据本发明第十五方面或第十六方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第十七方面中,所述驱动单元由驱动控制所述两轴摆动机构分别绕 Y 轴及 Z 轴摇动的伺服电动机构成。

[0036] 根据本发明第十七方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第十八方面中,所述 NOTES 用外科手术系统包括砧座姿势控制系统,所述砧座姿势控制系统包括:头部侧发送接收器,设置在所述头部内,用于无线发送绕与所述头部的主轴、即 X0 轴正交的两轴、即 Y0 轴、Z0 轴角度传感器及这些角度传感器的输出;砧座部侧发送接收器,设置在所述砧座部内,从所述头部侧发送接收器接收绕 Y0 轴及 Z0 轴角度传感器的输出;角度指令生成部,包括角度检测部及指令计算部,所述角度检测部输入有所述砧座姿势控制机构的绕 Y 轴及 Z 轴角度传感器的输出和来自所述砧座部侧发送接收器的绕 Y0 轴及 Z0 轴角度传感器的输出,并检测各自的角度数据,所述指令计算部基于来自所述角度检测部的角度数据计算出所述第二框体及所述砧座轴的各自的转动角度指标值,所述角度指令生成部根据这些部件的转动角度指标值生成所述第二框体及所述砧座轴的角度指令值;以及驱动控制部,包括 Y 轴及 Z 轴控制部,所述 Y 轴及 Z 轴控制部基于来自所述角度指令生成部的角度指令值,对

Y 轴及 Z 轴伺服电动机单独地进行伺服控制,在所述砧座部与所述头部再次连接时,以通过所述砧座部被所述引导细线部件牵引而与所述头部的锁固部内或锁固部所连接设置的推管的前端部附近内处于已抵接的状态下的套管针的后端部作为基点、即临时固定点,所述砧座姿势控制系统为了与该时刻的所述头部的角度数据大致一致而被赋予所述砧座轴的目标角度,自动控制砧座部的姿势。

[0037] 根据本发明第十七方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第十九方面中,所述 NOTES 用外科手术系统包括砧座姿势控制系统,所述砧座姿势控制系统包括:头部侧发送接收器,设置在所述头部内,用于无线发送绕与所述头部的主轴、即 X0 轴正交的两轴、即 Y0 轴、Z0 轴角度传感器及无线发送这些角度传感器的输出;砧座部侧发送接收器,设置在所述砧座部内,从所述头部侧发送接收器接收绕 Y0 轴及 Z0 轴角度传感器的输出;角度指令生成部,包括角度检测部及指令计算部,所述角度检测部输入有所述砧座姿势控制机构的绕 Y 轴及 Z 轴角度传感器的输出和来自所述砧座部侧发送接收器的绕 Y0 轴及 Z0 轴角度传感器的输出,并检测各自的角度数据,所述指令计算部基于来自所述角度检测部的角度数据计算出所述第二框体及所述砧座轴的各自的转动角度指标值,所述角度指令生成部根据这些转动角度指标值生成所述第二框体及所述砧座轴的角度指令值;以及驱动控制部,包括 Y 轴及 Z 轴控制部,所述 Y 轴及 Z 轴控制部基于来自所述角度指令生成部的角度指令值,对 Y 轴及 Z 轴伺服电动机单独地进行伺服控制,在所述砧座部与所述头部再次连接时,以通过所述头部侧的活体内插入主体及所述砧座部连接辅助器所插入贯穿的所述推管同时前进并被按压而抵接在所述砧座轴的后端部上所设置的尖头部连接孔内的所述砧座部连接辅助器的套管针状尖头部作为基点、即临时固定点,所述砧座姿势控制系统为了与该时刻的所述头部的角度数据大致一致而被赋予所述砧座轴的目标角度,自动控制砧座部的姿势。

[0038] 根据本发明第一方面至第七方面、第九方面至第十九方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第二十方面中,在所述头部的前端附近内组装有配置有内窥镜前端部的无线内窥镜装置或胶囊内窥镜装置。

[0039] 本发明第二十一方面的 NOTES 用外科手术系统包括圆形吻合装置,所述圆形吻合装置包括:砧座部,构成前端部,所述砧座部具有沿主轴、即 X 轴向后方突出设置的、在后端设置有套管针的砧座轴;活体内插入主体,具有与所述砧座部相对设置的头部及与所述头部连接的长条可挠性支承轴部,所述头部包括将活体管切断及吻合成横切方向圆管状的圆形切割器及吻合用纤维;操作部,与所述活体内插入主体连接,控制所述圆形切割器和吻合用纤维的推出操作;引导细线部件,插入并穿过所述活体内插入主体内,以卷绕/释放自如的方式与所述套管针的尖端连接;连接机构,通过在所述砧座轴及头部内中央部分别设置能相互卡合脱离的被锁固部和锁固部来连接或分离所述砧座部和头部;以及砧座部插入辅助器,由两端均开放的、所述砧座轴的后端部及套管针部能插入并贯穿的长条可挠性中空管状体以及设置在所述中空管状体的后端部上的把持部构成,在向前端部插入所述砧座轴的后端部及所述套管针部而连接所述砧座部的状态下,所述砧座部插入辅助器被插入到活体内,在所述圆形吻合装置中,连接有所述砧座部的所述砧座部插入辅助器从生物的自然开口部插入到具有病灶部的活体内,所述砧座部从所述砧座部插入辅助器的前端部分离并留置,而且,所述砧座部插入辅助器后退,分别分离到所述活体管病灶部的前/

后端部附近,在该状态下,通过从另外在活体上开口的内窥镜用活体腔部插入的、具有设置不切所述引导细线部件只用于切断活体管的避开机构,并具有将活体管切断成横切方向直线状的线性切割器及荷包缝合其活体管的切断端部的缝合用纤维的线性切断/缝合装置,从所述活体管外切除病灶部,而且,在所述活体管的切断端部双方被荷包缝合之后,使所述砧座部插入辅助器后退并拔出到自然开口部外,将所述头部侧的活体管内插入主体从自然开口部插入到所述活体内的荷包缝合部部位,在从活体内将所述活体管的切断端部双方彼此吻合成圆筒状的同时,将所述荷包缝合部的活体管部分切断成圆形状,并修复成连通状态,其中,所述引导细线部件是由导电体构成的引导电线,该引导电线的前端通过单极电极部与所述套管针的尖端连接,所述套管针由绝缘体构成或通过其他绝缘体与所述砧座部轴连接设置,通过卷绕的所述引导电线向所述单极电极部通电单极电流,所述砧座部侧及所述头部侧活体管双方的荷包缝合部位被依次烧灼,并通过所述套管针被插入贯穿而开口。

[0040] 本发明第二十二方面的 NOTES 用外科手术系统包括线性切断/缝合装置,所述线性切断/缝合装置包括:活体腔内插入主体,包括末端执行元件及与该末端执行元件连接的长条可挠性支承轴部,所述末端执行元件包括与进行开闭的一个颌部相对的、包括从活体管外将活体管缝合成横切方向直线状的缝合用纤维以及能分别从前端侧及后端侧的两个方向向中间部往复移动的一对线性切割器的另一个颌部;以及操作部,与所述活体腔内插入主体连接,并控制所述缝合用纤维及线性切割器的推出操作,在圆形吻合装置的砧座部及活体内插入主体处于连接的状态下,从生物的自然开口部插入到具有病灶部的活体内,并在砧座部和头部分别分离到所述活体管病灶部的前/后端部附近的状况下,所述线性切断/缝合装置从在所述活体上另外开口的内窥镜用活体腔部插入,通过所述一对线性切割器从活体外依次将所述病灶部的前/后端部附近切断成横切方向直线状,而且,通过所述缝合用纤维分别荷包缝合其活体管的切断端部双方并进行封闭,所述圆形吻合装置包括:砧座部,构成前端部,所述砧座部具有沿主轴、即 X 轴向后方突出设置的、在后端形成有套管针的砧座轴;活体内插入主体,具有与所述砧座部相对设置的头部及与所述头部连接的长条可挠性支承轴部,所述头部包括将活体管切断及吻合成横切方向圆管状的圆形切割器及吻合用纤维;操作部,与所述活体内插入主体连接,并控制所述圆形切割器和所述吻合用纤维的推出操作;以及连接机构,通过在所述砧座轴及头部内中央部分别设置能相互卡合脱离的被锁固部和锁固部来连接或分离所述砧座部和所述头部。

[0041] 根据本发明第二十二方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第二十三方面中,所述末端执行元件的一对线性切割器通过设置在所述另一个颌部内的切断/缝合驱动机构相互向前后相反方向进行往复移动。

[0042] 根据本发明第二十三方面的 NOTES 用外科手术系统,在本发明第二十四方面中,所述切断/缝合驱动机构包括:切断/缝合驱动轴,装卸自如地嵌入安装在所述另一个颌部内的与所述一个颌部相对的面内,旋转自如地并设在与收容所述多个缝合用纤维的纤维盒的背面侧相对且贯通设置的通道内,在前半部和后半部上形成有左右均为埋头螺钉的外螺纹;以及前侧纤维推出块及后侧纤维推出块,具有楔机构,所述楔机构用于分别与所述切断/缝合驱动轴的左右均为埋头螺钉的外螺纹螺合,随着切断/缝合驱动轴的正反转,在所述通道内相互向前后相反方向往复移动,推出所述缝合用纤维,其中,所述一对线性切割器

分别安装在所述前侧纤维推出块及后侧纤维推出块上,被配置为双方的刀尖相对,并向所述纤维盒侧方向立设。

[0043] (删除)

[0044] (删除)

[0045] (删除)

[0046] (删除)

[0047] (删除)

[0048] (删除)

[0049] (删除)

[0050] 发明效果

[0051] 根据第一方面及第二方面的发明,具有如下的效果:圆形吻合装置的活体内插入主体从生物的自然开口部插入到具有病灶部的活体内,在砧座部相对于头部处于分离到活体管病灶部的前/后端部附近的状态下,能够通过另外从活体的内窥镜用活体腔部插入的线性切断/缝合装置以及与此同时通过另外的内窥镜边观察边从活体外切除病灶部且在其活体管的切断端部双方被荷包缝合后,通过所述圆形吻合装置从活体内半自动或自动地进行其活体管的切断端部双方彼此的吻合,因此,可以提供一种经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统:省略现有技术那样的大型腹部切开等的活体手术从而降低手术时间及手术损伤,且手术的操作性、可靠性及经济性都很卓越。

[0052] 根据第三方面的发明,在具有与第一方面的发明同样的效果的基础上,具有如下的效果:在头部和支承轴部的连接部附近内收容有使砧座部与头部连接/分离的推管驱动机构、使吻合用纤维及圆形切割器推出的纤维/切割器推出机构及卷绕引导细线部件的卷绕装置的所有驱动部,并通过操作部进行远程控制,因此,能够全部省略设置在现有操作部中的这些驱动部及从这些部件插通支承轴部内与头部连接的连接管、推管及驱动器管等的驱动部连接部件,因此,能提供一种操作部及支承轴部的构造被大幅度简化的、操作性及经济性更加卓越的 NOTES 用外科手术系统。

[0053] 根据第四方面的发明,在具有与第三方面的发明同样效果的基础上,具有如下的效果:在头部和支承轴部的连接部附近内还设置有无无线发送接收器及电池,并以无线方式进行推管驱动机构、纤维/切割器推出机构及卷绕装置的远程控制,能够全部省略从操作部插通支承轴部内与头部连接的控制电线,因此,能提供一种操作部及支承轴部的构造更加简化、操作性及经济性更加卓越的 NOTES 用外科手术系统。

[0054] 根据第五方面的发明,在具有与在第一方面至第四方面中任一方面的发明同样效果的基础上,具有如下的效果:可容易地在已与头部分离的砧座部在切除活体管的病灶部之后与头部再次连接时,基于锁固调整管的前后方向的后退操作,通过边使推管前端部的分割捕捉部前进边进行开闭来捕捉砧座轴的被锁固部,通过使推管后退而在将砧座部拉到头部侧的同时进行锁固,从而使砧座部和头部的连接机构的可靠性提高。

[0055] 根据第六方面的发明,在具有与在第一方面、第二方面或第五方面中任一方面的发明同样效果的基础上,具有如下的效果:在头部内收容推管驱动机构、锁固调整管驱动机构及纤维/切割器推出机构,并通过操作部进行远程控制,能够全部省略设置在现有操作部上的这些部件的驱动部及从这些部件插通支承轴部内与头部连接的推管、锁固调整管及

用于推出纤维 / 切割器的驱动器管等的驱动部连接部件,因此,能提供一种操作部及支承轴部的构造被大幅度简化、操作性及经济性更加卓越的 NOTES 用外科手术系统。

[0056] 根据第七方面的发明,在具有与第六方面同样效果的基础上,具有如下的效果:在头部内还设置有无线发送接收器及电池,并以无线方式进行推管驱动机构、锁固调整管驱动机构及纤维 / 切割器推出机构的远程控制,能够省略从操作部插通支承轴部内与头部连接的控制电线,因此,能提供一种操作部及支承轴部的构造更简化的、操作性及经济性更加卓越的 NOTES 用外科手术系统。

[0057] (删除)

[0058] 根据第九方面的发明,在具有与第一方面或第二方面的发明同样效果的基础上,具有如下的效果:单极电极部在套管针的后端部外周面上露出有狭小面积并被埋入设置,因此,能使基于对单极电极部通电单极电流的活体管荷包缝合部位的烧灼效率提高。

[0059] 根据第十方面的发明,在具有与在第一方面、第二方面或第九方面中的任一项的发明同样效果的基础上,具有如下的效果:单极电极部在套管针的后端部外周表面上沿轴向露出成适宜长的细带状,依次向轴向移动进行由向单极电极部通电单极电流的活体管荷包缝合部位的烧灼,所以更有效果地使烧灼效率提高。

[0060] 根据第十一方面的发明,在具有与在第一方面、第二方面、第九方面或第十方面中任一项发明同样效果的基础上,具有如下的效果:在向单极电极部通电单极电流时,连接有套管针的砧座轴进行转动,因此,具有防止由于对单极电极部通电单极电流的活体管荷包缝合部位的烧灼部的烧焦,从而进一步提高烧灼效率。

[0061] 根据第十二方面的发明,在具有与在第一方面、第二方面或第九方面至第十一方面中任一项的发明同样效果的基础上,具有如下的效果:砧座轴的尖头部容易贯穿通过引导细线部件的引导电线向单极电极部通电单极电流而被依次烧灼的砧座部侧及头部侧活体管的双方的荷包缝合部位,并在向头部侧牵引、将尖头部取出到操作部后端外之后,将砧座部与头部再次连接及进行锁固定的操作变得更加容易,因此,无需用手从活体切开开口部的外部进行现有技术那样的砧座部和头部的连接,能够省略现有技术那样的大型活体手术从而减少手术时间及手术损伤,提供一种手术的操作性、可靠性及经济性更加卓越的 NOTES 用外科手术系统及外科手术方法。

[0062] 根据第十三方面的发明,在具有与在第二方面至第七方面、第九方面至第十二方面中任一项的发明同样效果的基础上,在砧座部与头部处于离开的状态下,切除活体管的病灶部并荷包缝合其活体管切断端部的双方,而且,在尖头部被取出到操作部后端外之后,将砧座部与头部再次连接时,从操作部的后端部插入的砧座部连接辅助器的套管针状前端部能够易于嵌入到砧座轴的后端部的连接孔内,因此,具有提高砧座部和头部的再次连接 / 锁固定操作的容易性及可靠性的效果。

[0063] 根据第十四方面的发明,在具有与在第一方面至第七方面、第九方面至第十三方面中任一项的发明同样效果的基础上,具有以下效果:具有在砧座部与头部分离后再次连接时,为了与头部的轴芯大致一致而自动控制相对于砧座轴的倾斜姿势的砧座姿势控制机构,能够自动地容易地进行砧座部和头部的连接,因此,无需用手从活体切开开口部的外部进行现有技术那样的砧座部和头部的连接,能够省略现有技术那样的大型活体手术从而减少手术时间及手术损伤,可以可靠地实现手术的操作性、可靠性及经济性都卓越的 NOTES

用外科手术系统。

[0064] 根据第十五方面的发明,在具有与第十四方面的发明同样效果的基础上,具有如下的效果:所述砧座姿势控制机构具备分别围绕与砧座轴的主轴 X 轴正交的 Y、Z 轴摆动自如的两轴摆动机构、绕 Y、Z 轴角度传感器及绕 Y、Z 轴驱动单元,因此,能够稳定地进行砧座轴的倾斜姿势的可靠性高的自动控制以使与头部的轴芯大致一致。

[0065] 根据第十六的发明,在具有与第十五方面的发明同样效果的基础上,所述两轴摆动机构由万向架机构构成,该万向架机构包括以围绕 Y 轴摆动自如的方式设置在固定在所述砧座部内的第一框体上的第二框体及在以围绕 Z 轴摆动自如的方式设置在第二框体上的砧座轴支承部,因此,可以小型化以及稳定地进行砧座轴的倾斜姿势的可靠性更高的自动控制。

[0066] 根据十七方面的发明,在具有与第十五方面或第十六方面的发明同样效果的基础上,具有如下的效果:所述驱动单元由分别围绕 Y 轴及 Z 轴驱动控制所述两轴摆动机构的伺服电机构成,因此,能够高精度地快速自动控制砧座轴的倾斜姿势。

[0067] 根据第十八方面的发明,在具有与在第十一方面至第十四方面中任一项的发明同样效果的基础上,通过砧座姿势控制系统,以所述砧座部通过作为引导细线部件的引导电线牵引,在所述头部的锁固部内或锁固部所连接设置的推管的前端部附近内处于抵接的状态下的套管针的后端部作为基点(临时固定点),为了与该时刻的头部的角度数据大致一致而赋予砧座轴的目标角度从而自动控制砧座部的姿势,因此,确保与头部的轴芯大致一致的砧座轴倾斜姿势自动控制的可靠性。

[0068] 根据第十九方面的发明,在具有与第十七方面的发明同样效果的基础上,通过砧座姿势控制系统,以推管及头部同时前进并被按压,并以已抵接在砧座轴后端部的尖头部连接孔内的砧座部连接辅助器的套管针状尖头部作为基点(临时固定点),为了与该时刻的头部的角度数据大致一致而赋予砧座轴的目标角度从而自动控制砧座部的姿势,因此,确保与头部的轴芯大致一致的砧座轴倾斜姿势自动控制的可靠性。

[0069] 根据第二十方面的发明,在具有与在第一方面至第七方面、第九方面至第十九方面中任一项的发明同样效果的基础上,在圆形吻合装置的头部的前端附近内,配置并安装有内窥镜前端部的无线内窥镜装置或胶囊内窥镜,从而能够边观察确认离开头部的砧座部及砧座轴的倾斜姿势等边从活体内可靠地进行所述活体管的切断端部双方彼此的吻合操作。

[0070] 根据第二十一方面的发明,在具有与在第一方面至第七方面、第九方面至第二十二方面中任一项的发明同样效果的基础上,首先,在将砧座部与构成及操作都简单的砧座部插入辅助器的前端部处于连接的状态下,从生物的自然开口部插入到具有病灶部的活体内,使砧座部脱离砧座部插入辅助器并留置,并在分别分离到所述活体管病灶部的前/后端部附近的状况下,从内窥镜用活体腔部插入线性切断/缝合装置在切断活体管的病灶部的同时,在荷包缝合其活体管的切断端部双方并进行除去的处置之后,在从自然开口部拔出砧座部插入辅助器后,将砧座部与已插入到活体内的活体内插入主体的头部再次连接,从而能够容易地在从活体内将所述活体管的切断端部双方彼此吻合成圆管状且切断所述荷包缝合部的活体管部分并修复成连通状态。

[0071] 根据第二十二方面的发明,具有如下的效果:从所述内窥镜用活体腔部插入的线

性切断 / 缝合装置由于从活体管外通过依次从前端侧及后端侧的两个方向向中间部分别移动的一对线性切割器夹持活体管病灶部的前 / 后端部附近, 在将其在短时间切断成横切方向直线状的同时, 通过缝合用纤维从前端侧及后端侧的两个方向分别短时间荷包缝合并进行封闭, 因此, 能可靠地实现省略现有技术那样的大型活体手术从而降低手术时间及手术损伤, 提供一种手术的操作性、可靠性及经济性都很卓越的 NOTES 用外科手术系统及外科手术方法。

[0072] 根据第二十三方面的发明, 在具有与第二十二方面的发明同样效果的基础上, 具有如下的效果: 通过所述末端执行元件的另一个颌部内所设置的切断 / 缝合驱动机构, 末端执行元件的一对线性切割器相互向前后相反方向往复移动将活体管从两侧夹持并在短时间切断成横切方向直线状, 因此, 与现有技术的包括朝向前端的单方向移动式的一枚切割器的装置相比, 切断时间大致减少了一半, 并且, 可以确保在将所述圆形吻合装置的引导细线部件留在中央部的状态下, 稳定高效率地只切断活体管的切断功能。

[0073] 根据第二十四方面的发明, 在具有与第二十三方面的发明同样效果的基础上, 具有如下的效果: 所述切断 / 缝合驱动机构具有与在并设在另一个颌部内的切断 / 缝合驱动轴的前半部和后半部上形成的左右为埋头螺钉的外螺纹分别螺合, 相互向前后相反方向进行往复移动的一对前端侧及后侧纤维推出块, 一对线性切割器分别立设在前端侧及后侧纤维推出块上, 因此, 具有能够简单且小型地构成切断 / 缝合驱动机构。

附图说明

[0074] 图 1 是表示基于本发明的一个实施方式 (实施例 1) 的 NOTES 用外科手术系统的主要构成概念的概念图。

[0075] 图 2 是表示实施例 1 的 NOTES 用外科手术系统的圆形吻合装置的主体构成概念的透视图。

[0076] 图 3 是图 2 所示头部的纵截面图。

[0077] 图 4(a) 是图 2 所示砧座部的纵截面图、图 4(b) 是图 4(a) 的 P-P 向视截面图。

[0078] 图 5 是图 2 的砧座部和头部处于连接状态的纵截面图。

[0079] 图 6 是表示图 2 的操作部的主要构成概念的纵截面图。

[0080] 图 7 是图 2 的砧座部和头部处于分离状态的纵截面图。

[0081] 图 8 是图 6 所示 E 部或图 30 所示 F 部的放大截面图。

[0082] 图 9 是表示图 2 的无线内窥镜的主要构成概念的概念图, 图 9(a) 是侧视图、图 9(b) 是内窥镜前端部的正视图。

[0083] 图 10 是表示实施例 1 的 NOTES 用外科手术系统的砧座部姿势控制系统的主要构成概念的框图。

[0084] 图 11 是表示实施例 1 的 NOTES 用外科手术系统的线性切断 / 缝合装置的主要构成概念的透视图。

[0085] 图 12 是图 11 的末端执行元件 (end effector) 的上颌部处于开口状态的纵截面图。

[0086] 图 13 是图 11 的末端执行元件的上颌部处于闭口状态的纵截面图。

[0087] 图 14 是图 13 的 A-A 向视截面图。

- [0088] 图 15 是图 13 的 B-B 向视截面图。
- [0089] 图 16 是图 13 的 C-C 向视截面图。
- [0090] 图 17 是表示使用了实施例 1 的 NOTES 用外科手术系统的 NOTES 用外科手术方法的主要步骤的框图。
- [0091] 图 18 是表示本发明的实施例 1 的变形实施例的圆形吻合装置的头部的主要构成概念的纵截面图。
- [0092] 图 19 是表示图 18 的圆形吻合装置的操作部的主要构成概念的纵截面图。
- [0093] 图 20 是表示本发明的其他实施方式（实施例 2）的 NOTES 用外科手术系统的主要构成概念的概念图。
- [0094] 图 21 是表示实施例 2 的圆形吻合装置的主要构成概念的透视图。
- [0095] 图 22(a) 是表示图 21 的砧座部的构成概念的纵截面图，图 22(b) 是图 22(a) 的 R-R 向视截面图。
- [0096] 图 23(a) 是表示图 21 的头部的构成概念的纵截面图，图 23(b) 是图 23(a) 的 Q-Q 向视截面图。
- [0097] 图 24 是表示图 21 的操作部的主要构成概念的纵截面图。
- [0098] 图 25 是图 21 的砧座部和头部处于连接状态下的活体内插入过程中的纵截面图。
- [0099] 图 26 是表示继图 25 之后在砧座部和头部处于分离状态下由线性切断 / 缝合装置切断及荷包缝合活体管病灶部后的纵截面图。
- [0100] 图 27 是表示继图 26 之后，具有套管针的尖头部被引导电线（单极（モノポーラ）电流通电中）牵引而脱离砧座轴，同时，依次烧灼并贯穿砧座部侧及头部侧活体管的双方的荷包缝合部位从而处于被牵引到头部内后方的状态的纵截面图。
- [0101] 图 28 是表示继图 27 之后，在砧座部被再次连接到头部时，从操作部的后端部插入到了推管内的砧座部连接辅助器与锁固部（lock）（处于已打开的状态）及头部同时前进并被推压从而处于与砧座轴的后端部靠近的状态的纵截面图。
- [0102] 图 29 是表示继图 28 之后，在砧座部连接辅助器后退到推管内后方的同时，锁固调整管前进并关闭锁固部从而处于与砧座轴的被锁固部卡合的状态的纵截面图。
- [0103] 图 30 是表示继图 29 之后，使锁固状态的推管后退，将砧座部拉到规定位置从而处于与头部连接的状态的纵截面图。
- [0104] 图 31(a) 及图 31(b) 分别是表示实施例 2 的变形实施例的圆形吻合装置的头部、操作部的主要构成概念的纵截面图。
- [0105] 图 32 是表示实施例 2 的 NOTES 用外科手术系统的砧座部姿势控制系统的主要构成概念的框图。
- [0106] 图 33 是表示使用了实施例 2 的 NOTES 用外科手术系统的 NOTES 用外科手术方法的主要步骤的框图。
- [0107] 图 34 是表示实施例 2 的其他变形实施方式的圆形吻合装置的砧座部插入辅助器的主要构成概念，并与砧座部处于连接状态下的活体管插入过程中的纵截面图。
- [0108] 图 35 是表示继图 34 之后，在砧座部和砧座部插入辅助器处于分离状态下由线性切断 / 缝合装置切断及荷包缝合活体管病灶部后的纵截面图。

[0109] 图 36 是表示使用实施例 2 的另一变形实施方式的 NOTES 用外科手术系统的 NOTES 用外科手术方法的主要步骤的框图。

[0110] 图 37 是实施例 1 的另一变形实施方式的圆形吻合装置的砧座部和头部处于连接状态的纵截面图。

[0111] 图 38 是实施例 2 的另一变形实施方式的圆形吻合装置的锁固部处于打开状态下的头部的纵截面图。

[0112] 图 39 是表示一例现有的消化道吻合装置的外观图。

[0113] 图 40 是表示一例现有的切断 / 吻合装置的外观图。

具体实施方式

[0114] 下面,参照附图,对用于最佳地实施本发明的经自然腔道内窥镜手术 (NOTES) 用外科手术系统的具体例进行详细地说明。

[0115] 实施例 1

[0116] 图 1 是表示本发明的一实施方式 (实施例 1) 的 NOTES 用外科手术系统的主要构成概念的概念图,图 2 是表示实施例 1 的 NOTES 用外科手术系统的圆形吻合装置 1 的主要构成概念的透视图,图 3 是图 2 的头部 4 的纵截面图,图 4(a) 是砧座部 3 的纵截面图,图 4(b) 是图 4(a) 的 P-P 向视截面图,图 5 是砧座部 3 和头部 4 处于连接状态的纵截面图,图 6 是表示图 2 的操作部 6 的主要构成概念的纵截面图,图 7 是砧座部 3 和头部 4 处于分离状态的纵截面图,图 8 是图 6 的 E 部的放大截面图。另外,这里的附图均是以非比例 (not scale) 表现的主体构成概念的概念图,尤其图 3 至图 5 及图 7 为了明晰内部构造,与轴方向相比放大了直径方向来进行表现。

[0117] 如图 1 所示,实施例 1 的 NOTES 用外科手术系统包括:圆形吻合装置 1,从活体 M 的自然开口部 (自然腔道) Ma 插入到具有病灶部的活体管 T 内,在切除所述活体管病灶部的同时,在该活体管的切断端部双方被荷包缝合之后,从活体管 T 内进行该活体管的切断端部双方的彼此吻合;直线性切断 / 缝合装置 500,从另外开口的内窥镜用活体腔 Mb 或 Md 通过套管 (cannula) Mc 插入,在从活体管 T 外切断活体管病灶部 T3 的同时,荷包缝合并除去该活体管的切断端部双方,而且,在进行该 NOTES 用外科手术时,优选具有另外从多个内窥镜用活体腔 Md 或 Mb 等插入的、用于从活体管外进行观察的多个内窥镜 600。

[0118] 如图 1 及图 2 所示,实施例 1 的圆形吻合装置 1 概略构成为包括:活体管内插入主体 2,包括具有沿主轴 (X 轴) 向后方突出设置的砧座轴 34 的构成前端部的砧座部 3、与砧座部 3 相对设置的具有活体管 T 的吻合用纤维 10 及圆形切割器 45 (参照图 3) 的头部 4 及与头部 4 连接的长条挠性支承轴部 5;以及操作部 6,与活体管内插入主体 2 的后端部连接,用于控制具有分别设置在砧座轴 34 及头部 4 内的可相互卡合分离的被锁固部 35 (参照图 4)、锁固部 54 (参照图 3) 的连接机构的锁固及锁固解除操作、或吻合用纤维 10 及圆形切割器 45 的推出操作等。

[0119] 如图 3 所示,头部 4 包括:为了后端部与支承轴部 5 的外径大致相同而缩径成锥形的头外壳 41;圆筒状的纤维盒 44,嵌入到头外壳 41 内的前端部,在双重同心圆周 (重同心圆周) 上穿设有分别收纳多个吻合用纤维 10 的纤维收纳槽 44a (参照图 2);同心圆筒状地配置在纤维盒 44 内的圆筒状的圆形切割器 45;以及纤维 / 切割器推出部件 42,嵌入到头

外壳 41 的后端部侧,固定设置有用于向前端面推出吻合用纤维 10 的圆筒状的纤维推出销(finger)43 及圆形切割器 45 的后端,同时向主轴(X0 轴)方向前方推出吻合用纤维 10 及圆形切割器 45。

[0120] 此外,在头部 4 的中央部,插通从操作部 6 到支承轴部 5 的内部中央(参照图 6),配置为同心圆管状的推管 7 及连接管 53 的前端部 7a、53a 并设到头部 4 内。连接管 53 的后端部固定在操作部 6 内。对于推管 7 将在后面进行详细的描述。

[0121] 纤维/切割器推出部件 42 与驱动器管 52 的前端部连接,并基于后述的操作部 6 的操作通过驱动器管 52(参照图 6),以可在前后方向上往复移动的方式滑动嵌合在连接管 53 的外表面上。基于该纤维/切割器推出部件 42 的前进(推出)操作,多个吻合用纤维 10 及圆形切割器 45 被同时向前方推出。

[0122] 这些头部 4 的上述部件可以是与现有的例如所述专利文献 1 等所记载的构成几乎相同的构成。

[0123] 在推管 7 的前端部 7a 上设置有以可卡合分离的方式捕捉突出设置在后述的砧座部 3 的后方的砧座轴 34 的被锁固部 35 并锁固的锁固部 54(参照图 3 及图 5)。对该锁固部 54 及推管 7 的构成及作用将在后面进行描述。

[0124] 推管 7 通过前端部 7a 的锁固部 54 使基于后述的操作部 6 的操作而被拉到头部 4 侧的砧座部 3 的砧座轴 34 前端部嵌入到内部,而且,相反地,以向前端侧推出砧座轴 34 从而使其离开锁固部 54 的方式,使砧座轴 34 在前后方向上可往复移动地滑动嵌合在连接管 53 内(参照图 5 及图 6)。

[0125] 在推管 7 内,到推管 7 的前端部 7a 附近并设有从操作部 6 插通到支承轴部 5 的任意一个后述的无线内窥镜插入管部 121 的内窥镜前端部 122,而且,插通有作为引导(guide)细线部件的引导电线 100(图 3 至图 6)。该推管 7 内的构成与砧座部 3 的构成是表示现有技术中没有的本发明主要特征的一部分的构成,对这些构成及作用将在后面进行详细描述。

[0126] 如图 4 所示,砧座部 3 具有:圆筒状的砧座 31;中空大致圆锥体形的前端罩 36,可装卸地安装在砧座 31 的前端部上,具有前端面形成为小凸曲面状的突出部;圆筒状的衬里垫圈(裏打ちワッシヤ)37,嵌合在砧座 31 的后端部内表面上所形成的槽部 31a 中,用于阻挡圆形切割器 45 的刀尖;砧座轴 34,在砧座 31 内的后方部沿主轴(X 轴)突出设置,在后端部连接有套管针 34b;砧座姿势控制机构 30,安装在竖立设置于砧座 31 内表面上的托架 32 上,在后端侧中央部上所设置的砧座轴支承部 33c 上以旋转自如的方式支承有砧座轴 34,自动控制相对于砧座轴 34 的倾斜姿势;以及挠性盖 38,具有可变形的褶,外周部被夹设在槽部 31a 和衬里垫圈 37 之间,内周部被插通固定在砧座轴支承部 33c 附近的砧座轴 34 上从而对砧座部 3 内进行密封。

[0127] 在砧座 31 的后端面上,在与纤维收纳槽 44a 对应的双重同心圆周上贯穿设置有多个纤维成形槽 31b,该纤维成形槽 31b 用于在阻挡从贯穿设置在所述对置的头部 4 内的纤维盒 44 的前端面的双重同心圆周上的多个纤维收纳槽 44a 推出的多个的各吻合用纤维 10 的前端,并在吻合所述活体管 T 的病灶部 T3 切断端部双方彼此的状态下,将吻合用纤维 10 成形。

[0128] 在砧座轴 34 的后端,通过绝缘体 34a 连接有后端上具有单极电极部 34c 的套管针

34b。砧座轴 34、绝缘体 34a 及套管针 34b 均都以大致相同直径的方式连接,具有单极电极部 34c 的套管针 34b 的后端部形成为尖锐状以便容易贯穿后述的活体管荷包缝合部 T1a、T2a 部位(参照图 7)。对设置该绝缘体 34a 及单极电极部 34c 的理由将在后面进行描述。

[0129] 如图 4(a) 及图 4(b) 所示,单极电极部 34c 被埋入设置为在套管针 34b 的后端部外周面上以沿轴向成为狭小面积的方式露出适当长度的细带状。设定该细带状的单极电极部 34c 的露出宽度及长度以适应活体管荷包缝合部 T1a、T2a 部位(图 7)的管壁厚等的特性。

[0130] 由于单极电极部 34c 被埋入设置为在套管针 34b 的后端部外周面上露出狭小面积的细带状,所以能够提高依次向轴向移动进行基于对单极电极部 34c 的单极电流通电导致的活体管荷包缝合部 T1a、T2a 部位(图 7)的烧灼的烧灼效率。

[0131] 此外,连接有套管针 34b 的砧座轴 34 被旋转自如地支承在砧座轴支承部 33c 上并与后述的旋转单元连接,在单极电极部 34c 中通有单极电流时,该砧座轴 34 通过该旋转单元而被旋转。

[0132] 在单极电极部 34c 中通有单极电流时,通过连接有套管针 34b 的砧座轴 34 进行旋转,能够防止基于对单极电极部 34c 的单极电流通电导致的活体管荷包缝合部 T1a、T2a 部位(图 7)的烧灼部的烧焦,从而进一步提高烧灼效率。

[0133] 此外,在绝缘体 34a 的前方附近的砧座轴 34 的外表面上,形成有与头部 4 内的推管 7 的前端部 7a 上所设置的锁固部 54 卡合锁固的凸面体形状的被锁固部 35。

[0134] 如图 5 及图 8 所示,由该锁固部 54 及被锁固部 35 构成的连接机构需要在吻合所述活体管 T 的病灶部 T3 切断端部双方彼此时,具有以下功能:以具有后述规定的间隙 E 的方式将砧座部 3 与头部 4 连接保持为面对面状态的功能、以及砧座部 3 和头部 4 围绕主轴(X 轴及 X0 轴)定位以使头部 4 内的纤维盒 44 前端面的多个纤维收纳槽 44a 和砧座 31 后端面的多个纤维成形槽 31b 相互正对的定位功能。

[0135] 因此,连接机构虽然可以是与现有的例如所述日本专利文献 1 等所记载的各实施方式相同的构成,但是在本实施方式中,作为一个例子,形成有相互限制绕主轴(X 轴、X0 轴)的转动并在主轴方向上自如移动地滑动接触的花键(spline)机构。也就是说,形成有:在锁固部 54 的凹面体形状例如圆筒状内表面上形成有凹状花键槽(内花键齿)54a,在被锁固部 35 的凸面体形状例如圆筒状外表面上形成有凸状花键齿(外花键齿)35a,以使其相互卡合(咬合),通过这样,规定砧座部 3 和头部 4 的绕主轴(X 轴及 X0 轴)的定位,以使头部 4 内的纤维盒 44 的纤维收纳槽 44a 和砧座 31 的纤维成形槽 31b 相互正对。

[0136] 另外,被锁固部 35 及锁固部 54 各自的前后两端阶段部的外周角部被切除(cut),并具有平滑的倾斜面 35b、54b,以使在容易贯穿后述的活体管 T 的荷包缝合部 T1a、T2a 部位的烧灼开口部的同时,被锁固部 35 容易嵌入并卡合在锁固部 54 内。

[0137] 此外,锁固部 54 例如可以由具有通过施加电压而收缩的特性的电场响应性高分子(EAP:Electroactive Polymer:电活性重合物)材料构成。在这种情况下,锁固部 54 通过施加电压而进行收缩从而压紧保持被锁固部 35 以进行锁固,并通过截止电压来解除被锁固部 35 的压紧锁固。

[0138] 当将作为电介质弹性体的 EAP 材料放置到强电场中时,沿电场方向收缩,并在与电场垂直方向上膨胀。该变形力被称为“麦克斯韦应力(マクスウェル応力)”。例如,虽

然均未图示,但是当在已带电的二片电极板之间夹有 EAP 电介质,作为具有象橡胶那样的弹性的电容器这样的部件,如果对其施加电压,则在一侧的电极上蓄积有正电荷,在相反一侧的电极上蓄积有负电荷。因在电极间产生引力,通过该力压迫 EAP 电介质,具有向表面方向膨胀的特性。这样的 EAP 材料例如由美国的人工肌肉公司 (Artificial Muscle Inc:人工肌肉公司)、圣达菲科学与技术 (Santa Fe Science and Technology:圣达菲科学与技术) 及日本的 Imekusu 公司 (イーメックス株式会社) 等制造或销售。

[0139] 在砧座轴 34 的后端所连接的套管针 34b 后端部的单极电极部 34c 上,连接有经由推管 7 内从操作部 6 插通至头部 4 的作为引导细线部件的引导电线 100。该引导电线 100 在吻合所述活体管 T 的病灶部 T3 切断端部彼此之间时,具有以下功能:通过卷绕引导电线 100 将已分开的砧座部 3 拉向头部 4 的功能;继续进行该拉动(卷绕引导电线 100),从而将砧座部 3 保持成与头部 4 连接/锁固的状态的功能及因释放引导电线 100 而实现砧座部 3 和头部 4 的分离及锁固解除的辅助功能;以及在单极电极部 34c 中通电单极电流,以使砧座轴 34 贯穿所述砧座部侧及头部侧活体管 T1、T2 双方的荷包缝合部 T1a、T2a 部位并被牵引至头部 4 侧,从而依次烧灼所述砧座部侧及头部侧活体管 T1、T2 双方的荷包缝合部 T1a、T2a 部位,以形成基于套管针 34b 的插通的烧灼开口部的功能。绝缘体 34a 截止从砧座轴 34 向砧座部 3 侧的单极电流的通电。

[0140] 也可以通过该砧座部 3 及头部 4 的连接/锁固时的引导电线 100 卷绕保持/释放,省略基于所述 EAP 材料等的砧座部 3 及头部 4 的压紧锁固/锁固解除机构。

[0141] 砧座姿势控制机构 30 包括:分别绕与砧座轴 34 的主轴、即 X 轴正交的两轴 Y、Z 轴的摆动自如的两轴摆动机构 33;砧座轴支承部 33c 上所设置的绕 Y 轴及 Z 轴角度传感器 305、306;及绕 Y 轴及 Z 轴驱动两轴摆动机构 33 的驱动单元。

[0142] 该实施例 1 中的两轴摆动机构 33 由万向架 (gimbal) 机构构成,该万向架机构在固定在砧座 31 内表面的托架 32 上的第一框体 33f 上设置有绕 Y 轴摆动自如的第二框体 33b,在该第二框体 33b 上设置有绕 Z 轴摆动自如的砧座轴支承部 33c。

[0143] 如图 4 所示,砧座轴 34 插通并被旋转自如地支承在砧座轴支承部 33c 内,其前端部与作为所述旋转单元的砧座轴旋转电机 307 的旋转轴连接。在这种情况下,在第一框体 33f 的绕 X 轴的中心部上开口有非干涉孔 33e,以使不干涉砧座轴旋转电机 307 地进行插通。

[0144] 此外,所述驱动单元可以由绕 Y 轴驱动控制第二框体 33b 的 Y 轴伺服 (servo) 电机 300 及绕 Z 轴驱动控制砧座轴支承部 33c 的 Z 轴伺服电机 301 构成。通过这样,能够高精度且快速地自动控制砧座轴 34 的倾斜姿势。

[0145] 而且,在砧座部 3 内包括 Y、Z 轴伺服电机 300、301 及作为绕 Y、Z 轴角度传感器 305、306 用的电源的电池 302、和以无线方式与操作部 6 交换这些控制信号的无线发送接收器 303。

[0146] 如图 2、图 3 及图 6 所示,圆形吻合装置 1 的支承轴部 5 由前端部与头部 4 的头外壳 41 连接、后端部与操作部 6 的操作部壳体 61 连接的外管 51;以及依次同心状地插通并设在外管 51 的内部的所述驱动器管 52、连接管 53 及推管 7 构成,并在推管 7 内插通有所述无线内窥镜插入管部 121 及引导电线 100。这些构成支承轴 5 或插通内部的部件均由可挠性材料构成,并可应用现有的圆形吻合装置及内窥镜等医疗用设备所采用的部件。

[0147] 如图 6 所示,圆形吻合装置 1 的操作部 6 包括在前端部连接有支承轴部 5 的外管 51 的大致圆筒型的操作部壳体 61、使推管 7 前进 / 后退的推管驱动机构 64、使吻合用纤维 10 及圆形切割器 45 推出的纤维 / 切割器推出机构 66。在该实施例 1 中,推管驱动机构 64 及纤维 / 切割器推出机构 66 均为电动式,与现有的日本专利文献 1 等的圆形吻合装置的手动式调节用按钮 (knob) 机构及纤维 / 切割器推出手柄控制机构不同。

[0148] 推管驱动机构 64 主要包括:通过 U 字型夹 (clip) 76 与插通中央内部并滑动自如地并设在前后轴方向上的推管 7 的后端连接的外螺纹轴 72;固定设置在操作部壳体 61 的后端部上的推管驱动电机 90;旋转螺母 62,其前端部旋转自如地支承在立设在操作部壳体 61 内表面上的托架 61b 上,而且,形成在中空内部前端侧上的内螺纹部 62b 与外螺纹轴 72 螺合,并在外螺纹轴 72 所滑动嵌入并插通的中空内部后端侧的电机轴连接孔 62a 中嵌合连接有推管驱动电机 90 的旋转轴 90a。

[0149] 通过推管驱动电机 90 所驱动的转动螺母 62 的正 / 反转动,以与转动螺母 62 螺合的外螺纹轴 72 在前 / 后轴方向上的推进力来使推管 7 进行前进 / 后退。这时,通过在侧面上插通有转动阻止螺钉 78 的 U 字型夹 76,限制推管 7 的绕轴转动。如图 6 所示,与推管 7 连接的外螺纹轴 72 通常后退到退避位置上。

[0150] 另外,与推管 7 的前进 / 后退联动地沿指示器窗 61d 的未图示的刻度前后掀动,表示纤维 / 切割器推出部件 42 的规定推出冲程的指示器及纤维 / 切割器推出机构 66 的防止错误动作安全机构等的小部件,由于可以是与现有的各种实施方式的圆形吻合装置相同的构成,所以在这里省略图示及详细的说明。当砧座部 3 与头部 4 以具有规定间隙 E (参照图 8) 的方式连接 / 锁固时,所述安全机构与指示器卡合使指示器沿指示器窗 61d 的未图示的刻度向后方掀动,并示出纤维 / 切割器推出部件 42 的规定推出冲程。

[0151] 如图 8 所示,在所述砧座部 3 与头部 4 锁固时的双方之间的规定间隙 E 与将砧座部 3 侧的活体管 T1 及头部 4 侧的活体管 T2 的活体管壁厚相加后所得值大致相等。

[0152] 纤维 / 切割器推出机构 66 包括:外螺纹管 52a,在外周形成有外螺纹 52b,在内部滑动嵌入 / 插通有连接管 53,且该外螺纹管 52a 与向前方推出纤维 / 切割器推出部件 42 的驱动器管 52 的后端部连接;带外齿转动螺母 65,在外周前半部形成有外齿 65a,而且,在中空前半部形成有内螺纹 65b,与外螺纹管 52a 螺合,中空后半部 65c 旋转自如地嵌合 (嵌合) 并支承在连接管 53 上;固定设置在操作部 61 的前端下部开口部 61c 上的纤维 / 切割器推出电机 91;纤维 / 切割器驱动轴 63,在前端部形成有与外螺纹管 52a 的外齿 65a 齿轮咬合的小齿轮 63a,其后端部与纤维 / 切割器推出电机 91 的转动轴连接。

[0153] 如图 6 所示,与驱动器管 52 连接的外螺纹管 52a 通常后退到退避位置上。通过纤维 / 切割器推出电机 91 所驱动的带外齿转动螺母 65 的正 / 反转动,接收到与带外齿转动螺母 65 螺合的外螺纹管 52a 在前 / 后轴方向上的推进力的驱动器管 52 进行前进 / 后退。这时,诸如通过设置在连接管 53 和推管 7 之间的未图示的键 / 引导槽机构,限制推管 7 绕轴的转动。

[0154] 在该实施例 1 中,在操作部 6 的内部还包括:卷绕装置 110,通过未图示的电机卷绕或向相反方向释放引导电线 100,该引导电线 100 与砧座轴 34 的套管针 34b 后端部的单极电极部 34c 连接,从头部 4 插通到推管 7 内,并从在推管 7 的后端下部开口的带一对辊的引导口部 7g 被拉出;以及无线内窥镜 120,具有插入管部 121 和与其后端连接的无线内窥

镜单元 130, 该插入管部 121 从头部 4 插通至推管 7 并从在推管 7 的后端上部开口的带一对辊的引导口部 7b 弯曲成 U 字状被拉出。

[0155] 也可以换为基于所述现有安全机构及指示器等的机械控制构成, 通过例如由卷绕装置 110 的卷绕量检测传感器 (未图示) 等来获取与砧座部 3 直接连结的引导电线 100 的出入量, 从而显示砧座部 3 和头部 4 之间的规定间隙 E 及吻合用纤维 10 的规定冲程, 或者可以为纤维 / 切割器推出电机 91 等的电机驱动联锁装置的安全电子控制构成。根据该实施的变形实施方式, 可以省略现有的安全机构及指示器等的复杂机械控制构成, 简化操作部 6 的构成。

[0156] 图 9 是表示无线内窥镜 120 的主要构成概念的概念图, 图 9(a) 是侧视图、图 9(b) 是内窥镜前端部 122 的正视图。

[0157] 该实施例 1 的无线内窥镜 120 由在前端部具有内窥镜前端部 122 的挠性插入管部 121、和与插入管部 121 的后端连接的无线内窥镜单元 130 构成, 并可以是与现有的例如日本专利特表 2004-524076 号公报等所记载的无线内窥镜相同的构成。因此, 省略详细的说明。

[0158] 如图 9(a) 及图 9(b) 所示, 内窥镜前端部 122 包括: 光学窗 124, 在前端面上例如为了使图像形成状态最佳化而形成成为适当的椭圆形状等凸曲面状, 且该光学窗 124 安装在插入管部上; 配置在中央部的 CMOS 摄像装置 125; 多个 (在图中示出四个) 等分配在 CMOS 摄像装置 125 的周边部上的发光二极管 (LED) 126; 实用通道部 121a, 在下端周边部上具有例如用于供给空气、清洗水或吸引血液、水分等的应用管路 127。

[0159] 此外, 内窥镜前端部 122 的内部具有与无线内窥镜单元 130 交换控制及图像信号等的无线发送接收器 131、CMOS 摄像装置 125 及无线发送接收器 131 的电源用电池 132。

[0160] 在该实施例 1 中, 通过使用低功率构成元件的发光二极管 (LED) 126 及 CMOS 摄像装置 125, 从而可以使用电源用的电池 132。CMOS 与 CCD 相比在低耗电及片上芯片 (system on chip) 方面更加有利。

[0161] 在无线内窥镜单元 130 内, 具有均未图示的空气 / 清洗水供给源、用于空气 / 清洗水供给 / 血液及水分等吸引的应用控制装置、用于操纵内窥镜前端部 122 的控制按钮及用于与操作部 6 交换这些控制信号的无线发送接收器等。

[0162] 使用各种数字或模拟调制技术的例如微波或无线频率并通过无线发送接收器 131 将来自 CMOS 摄像装置 125 的图像数据等的信号发送给操作部 6 的无线发送接收器 (未图示)。例如, 在基于无线频道的数字图像的发送中, 可以使用 FSK (频率偏移调制) 调制技术。图像形成单元的一些构成元件例如图像传感器及照射源是一次性使用的电池操作单元。这样的无线内窥镜 120 与通常的线型内窥镜相比具有操作性更加卓越的优点。

[0163] 如图 1 概念性地所示, 在操作部壳体 61 的上部设置有操作单元 140, 该操作单元 140 至少具有内窥镜图像监视器、砧座轴角度监视器、推管驱动电机运转 LED (推管驱动电机 90 运转显示灯)、纤维 / 切割器驱动电机运转 LED、内窥镜 ON/OFF SW (无线内窥镜 120 的运转用开关)、引导电线释放 / 卷绕 SW (卷绕装置 110 的引导电线 100 释放 / 卷绕开关)、单极 ON/OFF SW (单极电流 ON/OFF 开关)、砧座轴转动 / 停止 SW、X 轴伺服电机运转 LED、Y 轴伺服电机运转 LED、砧座轴转动电机运转 LED、砧座轴姿势控制 ON/OFF SW、推管前进 · · 后退 SW、纤维 / 切割器推出 / 后退 SW、以及未图示的与砧座部 3 及无线内窥镜 120 内的无线

发送接收器 303、131 等交换控制及图像信号等的无线发送接收器及电池等。

[0164] 根据基于该操作单元 140 的上述构成的无线操作,进行后述的圆形吻合装置 1 的操作。

[0165] 图 10 是表示实施例 1 的 NOTES 用外科手术系统的砧座部姿势控制系统的主体构成概念的框图。

[0166] 该实施例 1 的砧座部姿势控制系统包括:设置在头部 4 内的、绕与头部 4 的主轴 X0 轴正交的两轴 Y0 轴、Z0 轴的角度传感器 401、402 及无线发送这些角度传感器 401、402 的输出的头部侧发送接收器 403;设置在砧座部 3 内的、从头部侧发送接收器 403 接收绕 Y0、Z0 轴角度传感器 401、402 的输出的砧座部侧发送接收器 303;角度指令生成部 310,具有角度检测部 311 和指令计算部 312,该角度检测部 311 被输入有砧座姿势控制机构 30 的绕 Y、Z 轴角度传感器 305、306 的输出和来自砧座部侧发送接收器 303 的绕 Y0、Z0 轴转动角度传感器 401、402 的输出并检测出各自的角度数据,该指令计算部 312 基于来自角度检测部 311 的角度数据计算出第二框体 33b 及砧座轴 34 的各自的转动角度指标值,角度指令生成部 310 生成以这些转动角度指标值为基础的第二框体 33b 及砧座轴 34 的角度指令值;以及驱动控制部 320,具有基于来自角度指令生成部 310 的角度指令值,对 Y、Z 轴伺服电机 300、301 单独进行伺服控制的 Y、Z 轴控制部 321、322。

[0167] 当通过引导电线 100 牵引离开了头部 4 在活体 M(参照图 1)内处于非稳定姿势、即相对于头部 4 以倾斜状态漂浮的砧座部 3,使其与头部 4 连接时,通过所述砧座姿势控制系统,以在砧座部 3 的套管针 34b 后端部被引导电线 100 牵引,与锁固砧座轴 34 的被锁固部 35 的作为砧座轴连接部的锁固部 54 内或锁固部 54 的后端部所连接设置(连设)的推管 7 前端部 7a 附近内处于抵接的状态的套管针 34b 的后端部作为基点(临时固定点),为了与来自在该时刻的头部 4 的绕 Y0、Z0 轴角度传感器 401、402 的角度数据大致一致,赋予砧座轴 34 的目标角度,从而自动控制砧座部 3 的姿势。而且,当砧座轴 34 的主轴 X 轴和头部 4 的主轴 X0 轴大致一致时,如图 5 所示,砧座轴 34 能够容易地嵌合在推管 7 内,从而可以成为砧座部 3 和头部 4 处于连接/锁固状态。

[0168] 如上所述,本发明的圆形吻合装置 1 包括:通过所述无线控制进行砧座部 3 相对于砧座轴 34 的姿势控制的砧座姿势控制机构 30;套管针 34b 后端部的单极电极部 34c;与单极电极部 34c 连接的引导电线 100 及其卷绕装置 110;推管驱动电机 90,进行使推管 7 在前后轴方向上移动、将砧座部 3 推向前方并使其离开头部 4 等的推管 7 的前进/后退;纤维/切割器推出机构 66,使吻合用纤维 10 及圆形切割器 45 前进/后退;插通到在头部 4 内的推管 7 的前端部的无线内窥镜 120 等,在实现了全部无线电子控制化这一点上,是与现有的所述日本专利文献 1 等所记载的圆形吻合装置不同构成的特征点。对这些构成的作用将在后面详细描述。

[0169] 图 11 是表示本发明的一实施方式(实施例 1)的 NOTES 用外科手术系统的线性切断/缝合装置 500 的主要构成概念的透视图,图 12 是图 11 的末端执行元件 503 的上颌部 504 处于开口状态下的纵截面图,图 13 是末端执行元件 503 的上颌部 504 处于闭合状态下的纵截面图,图 14 是图 13 的 A-A 向视截面图、图 15 是图 13 的 B-B 向视截面图,图 16 是图 13 的 C-C 向视截面图。

[0170] 如图 1 及图 11 所示,本发明的实施例 1 的线性切断/缝合装置 500 从前端侧开始

由具有末端执行元件 503 及与末端执行元件 503 连接的长条可挠性支承轴部 506 的活体腔内插入主体 501、和与支承轴部 506 连接并控制所述缝合用纤维及线性切割器的推出操作的操作部 602 概略构成,该末端执行元件 503 包括:可开闭的上颌 504;下颌 505,与上颌 504 对置,具有活体管 T 的缝合用纤维 511 和从前端侧及后端侧的两个方向向中间部可分别往复移动的一对线性切割器 558、559(参照图 12、图 13)。

[0171] 本发明的线性切断/缝合装置 500 的、尤其是一对线性切割器 558、559 及用于驱动这些的后述的切断/缝合驱动器机构 520(参照图 12)是与现有的例如所述日本专利文献 2 等所记载的线性切断/缝合装置不同的主要特征点,除此之外的上述构成部件可以是与现有的各个实施方式的线性切断/缝合装置同样的构成。

[0172] 例如,如图 12 所示,实施例 1 的下颌 505 包括:下颌主体 550,后端部 550b 形成为直立的大致反向 L 字状的平面长方形(参照图 16);纤维盒 510,装卸自如地嵌入安装在作为下颌主体 550 的与上颌 504 的相对面的上表面,沿长边方向直线状地收容有多个缝合用纤维 511;切断/缝合驱动器机构 520,设置在与纤维盒 510 的下表面侧相对并贯通设置的通道 551 内,使一对线性切割器 558、559 相互向前后相反方向往复移动。

[0173] 在后端部 550b 的直立部设置有贯通设置在前端面上的上颌开闭传动轴 554,该上颌开闭传动轴 554 旋转自如地插通在卡合/支承上颌 504 的后端部使其在上下方向上滑动的燕尾型滑动槽 550a(参照图 15)及贯通设置在前后方向上的上部支承孔 552 内。

[0174] 在纤维盒 510 中,分别收容多个缝合用纤维 511 的多个纤维收纳槽 512 沿上下方向贯穿并贯通设置在两列直线上(参照图 11)。

[0175] 如图 12 至图 14、图 16 所示,切断/缝合驱动器机构 520 由切断/缝合驱动轴 555、前侧纤维推出块 556 及后侧纤维推出块 557 构成,该切断/缝合驱动轴 555 旋转自如地并设在贯通设置在下颌 505 的通道 551 下部的长边方向上的下部轴支承孔 553 内,在前半部和后半部上形成有左右均为埋头螺钉(逆ねじ)的外螺纹 555a、555b,该前侧纤维推出块 556 及后侧纤维推出块 557 形成有倾斜面 556a、557a,该倾斜面 556a、557a 通过分别与切断/缝合驱动轴 555 的左右埋头螺钉的外螺纹 555a、555b 螺合,通过在通道 551 内相互在前后相反方向上往复移动,从而具有用于依次推出多个缝合用纤维 511 的楔功能。

[0176] 一对线性切割器 558、559 被配置为共同接近并通过沿纤维盒 510 的左右任意一个侧面,如图 12 及图 13 所示,该一对线性切割器 558、559 分别载置在前侧纤维推出块 556 及后侧纤维推出块 557 上,并被配置为双方的刀尖相对,从而朝向上颌 504 竖立设置。在线性切割器 558、559 的上部前端刀尖上分别形成有凹状缺口部 558a、559a。该凹状缺口部 558a、559a 具有不切所述圆形吻合装置 1 的引导电线 100 而只用于切断活体管 T(参照图 1)的避开功能。

[0177] 此外,当一对线性切割器 558、559 的上部前端刀尖在图 13 所示的切断/缝合驱动轴 555 的中央部 555c 吻合时,优选构成为与剪刀刀刃同样的交错重合的方式。通过这样,可以有效地进行活体管 T(图 1)的切断。这时,凹状缺口部 558a、559a 形成为保持不切圆形吻合装置 1 的引导电线 100 而只用于切断活体管 T 的避开功能。

[0178] 上颌开闭驱动轴 554 及切断/缝合驱动轴 555 分别在后端部通过连接器(coupling)561、563 由操作部 602 的后述电机进行驱动,并与插通在支承轴部 506 内的挠性驱动轴 560、562 连接。

[0179] 上颌 504 虽然可以是与现有的各种线性切断 / 缝合装置同样的构成,但是在该实施例 1 中,如图 12 及图 15 所示,其包括:与下颌 505 对应的平面长方形的上颌主体 540;在上颌主体 540 的下表面上以与下颌 505 的纤维盒 510 相对的方式所配置的纤维导槽(スレープルガイド)544;以及设置在大致长方形的槽部 541 中,在上下方向上开闭上颌 504 的上颌开闭机构 530,该槽部 541 穿通设置在上颌主体 540 的后端部。在上颌主体 540 的后端面上形成有滑动自如地卡合并支承在下颌主体 550 的后端部 550b 直立部的燕尾型滑动槽 550a 上的燕尾型滑动槽 542。

[0180] 在纤维导槽 544 的下表面上,与纤维盒 510 的纤维收容槽 512(图 11)对应地在两列直线上穿通设置有多个纤维成形槽 544a,该多个纤维成形槽 544a 用于在挡住从相对的纤维盒 510 的多个纤维收纳槽 512(参照图 11)推出的缝合用纤维 511 的前端,在形成缝合活体管 T(参照图 1)的病灶部 T3 断端部并锁闭的状态下形成缝合用纤维 511。

[0181] 上颌开闭机构 530 与现有的线性切断 / 缝合装置不同,例如,如图 12 至图 15 所示,由在上颌主体 540 的槽部 541 的一个侧面上所形成的齿条 543、在前端部形成有与齿条 543 咬合的小齿轮 554a 的上颌开闭传动轴 554、滑动自如地卡合 / 支承在下颌主体 550 的燕尾型滑动槽 550a 上的上颌主体 540 的燕尾型滑动槽 542 构成。通过上颌开闭传动轴 554 正反转并通过与小齿轮 554a 齿轮咬合的齿条 543 使上颌主体 540 在上下方向上滑动,从而上颌 504 相对于下颌 505 进行开闭。

[0182] 接着,参照图 1 至图 17,对使用具有以上所述的本发明的圆形吻合装置 1 及线性切断 / 缝合装置 500 的 NOTES 用外科手术系统,切除活体管 T 例如肠道的病灶部 T3 并吻合其活体管的切断端部彼此双方的 NOTES 用外科手术方法进行说明。

[0183] 图 17 是表示使用本发明的一实施方式(实施例 1)的 NOTES 用外科手术系统的 NOTES 用外科手术方法的主要步骤的框图。

[0184] 以肠道为例将其作为活体 M 例如人体的活体管 T 时的实施例 1 的 NOTES 用外科手术方法具有如下的主要阶段。

[0185] 首先,在腹部开口用于从外部使用内窥镜 600 观察通过各种诊断所确定的肠道 T 的病灶部 T3 的、适当的多个内窥镜用腹腔 Mb、Md(内窥镜用腹腔手术施行阶段 1S)。

[0186] 从内窥镜用腹腔 Md、Mb 通过套管 Mc 插入内窥镜 600 从而从外部确认肠道 T 的病灶部 T3(外部病灶部确认阶段 2S)。在此之后的各阶段中,虽然省略了详细说明,但是继续根据该内窥镜 600,进一步通过圆形吻合装置 1 及线性切断 / 缝合装置 500 的各操作单元 140、509 的各种监视器及运转显示灯 LED,一边深切注意地从肠道 T 的内部进行观察 / 确认,一边谨慎地进行外科手术。

[0187] 在所述外部病灶部确认 2S 之后,将圆形吻合装置 1 的砧座部 3 与头部 4 连接的状态下的活体内插入主体 2 从作为人体 M 的自然开口部的例如肛门 Ma 插入直至前端的砧座部 3 充分通过肠道 T 内的病灶部 T3(圆形吻合装置插入阶段 11S)。这时,如图 1 所示,砧座部 3 插入到套管针 34b 后端部的单极电极部 34c(图 4)通过了肠道病灶部 T3 的前端侧附近位置 C1 的肠道 T1 内。

[0188] 接着,通过内窥镜 600 的未图示的前端处置器以不发生位置偏离的方式保持插入到肠道 T1 内的砧座部 3,通过圆形吻合装置 1 的操作部 6 的卷绕装置 110 的释放操作释放引导电线 100,而且,通过推管驱动电机 90 的前进操作使推管 7 前进,并通过砧座轴 34 的连

接机构向前方推出砧座部 3,从而在使其离开头部 4 并留在所述肠道 T1 内的状态下,继续逐渐地拔出头部 4 侧的活体内插入主体 2,使头部 4 的前端面后退到通过了肠道病灶部 T3 的后端侧附近位置 C2 的肠道 T1 内(砧座部分分离阶段 12S)。这时,通过推管驱动电机 90 的后退操作,进行与砧座轴 34 的锁固解除(锁固部 54 从被锁固部 35 解除卡合并分离),使推管 7 后退到退避位置(参照图 5、图 6)。该砧座部分分离操作在从肠道 T 的外部通过内窥镜 600 进行观察/确认的同时,也通过内窥镜前端部 122 插通到圆形吻合装置 1 的头部 4 内的无线内窥镜 120 从肠道 T 的内部进行观察/确认。

[0189] 在通过内窥镜 600 及无线内窥镜 120 确认了所述砧座部分分离之后,从内窥镜用腹腔 Mb 或 Md 通过套管 Mc 将线性切断/缝合装置 500 的末端执行元件 503 处于闭口状态的活体内插入主体 501 插入到所述肠道病灶部 T3 附近(线性切断/缝合装置插入阶段 21S)。

[0190] 另外,在所述砧座部分分离阶段 12S 中,也能够通过线性切断/缝合装置 500 的末端执行元件 503,在将插入到肠道 T1 内的砧座部 3 连同肠道 T1 一起从外侧把持住的状态下,可拔出头部 4 侧的活体内插入主体 2,使其后退到肠道 T1 的 C2 位置上。通过这样,能够在将砧座部 3 保持在肠道病灶部 T3 的前端侧附近位置 C1 的状态下,将头部 4 准确地分离到病灶部 T3 的后端侧附近位置 C2 上。

[0191] 接着,驱动操作颌开闭电机 507 使末端执行元件 503 的上颌 504 闭口,以使驱动操作线性切断/缝合装置 500 的操作部 502 的颌开闭电机 507,并使末端执行元件 503 的上颌 504 开口,从而把持住所述肠道病灶部 T3 的前端侧或后端侧附近位置 C1、C2 的任意一个位置(肠道病灶部端部把持阶段 22S)。这时,通过内窥镜 600 从肠道 T3 的外部确认末端执行元件 503 在上下颌 504、505 的开口部的长边方向中央部(相当于切断/缝合驱动轴 555 的中央部 555c)与所述 C1 或 C2 部的肠道 T3 的中心轴大致一致的状态下进行把持的情况。

[0192] 在通过内窥镜 600 确认了所述肠道病灶部端部把持的情况之后,通过驱动操作操作部 502 的切断/缝合电机 508,将末端执行元件 503 的下颌 505 内的一对前端侧纤维推出块 556 及前端侧线性切割器 558、和后侧纤维推出块 557 及后侧线性切割器 559 分别从前后相反方向沿相互接近的方向移动到末端执行元件 503 的开口部的中央部,如图 7 所示,从而以从前后两端依次推出多个缝合用纤维 511,将所述圆形吻合装置 1 的引导电线 100 包在里面的方式,将肠道病灶部 T3 的 C1、C2 部的任意一个荷包缝合为横切方向直线状(以下,称为荷包缝合部 T1a 或 T2a),而且,通过在中间部分别具有所述回避用凹状缺口部 558a、559a 的线性切割器 558 及 559(参照图 12、图 13),以不切圆形吻合装置 1 的引导电线 100 而只在横切方向上以从前后两侧夹持的方式直线状地切断肠道病灶部 T3(肠道病灶部一端切断/缝合阶段 23S)。

[0193] 接着,通过与所述肠道病灶部端部把持阶段 22S 及肠道病灶部一端切断/缝合阶段 23S 完全相同的步骤将肠道病灶部 T3 的 C1、C2 部位的另一端切断成横切方向直线状并荷包缝合从而进行封闭(肠道病灶部另一端切断/缝合阶段 24S)。

[0194] 在所述肠道病灶部一端及另一端切断/缝合阶段 23S、24S 中,各缝合用纤维 511 在上颌 504 的纤维导槽 544 下表面的纤维成形槽 544a 和前端侧、后侧纤维推出块 556、557 之间被按压,从而成形为将所述肠道 T1 的 C1 或 T3 的 C2 部位的任意一个的肠道 T1 或 T3 在缝合成横切方向直线状的状态,一对的前后侧线性切割器 558、559 的各刀尖以从前后夹持的方式将肠道病灶部 T3 的 C1(肠道 T1 侧)、C2(肠道 T2 侧)部位的任意一个部位切断

成横切方向直线状。由于一对的线性切割器 558、559 被配置为同时沿纤维盒 510 的左右任意一个侧面通过,所以以相对于 C1、C2 部一对的线性切割器 558、559 位于肠道病灶部 T3 侧的方式,使一对的线性切割器 558、559 朝向相反以使末端执行元件 503 的上下方向的朝向一致,从而分别进行肠道病灶部一端及另一端的切断 / 缝合。

[0195] 这时,切断了所述两端的肠道病灶部 T3 处于被把持在末端执行元件 503 的上颌 504 和下颌 505 之间的状态。此外,圆形吻合装置 1 的引导电线 100 在被夹在一对的线性切割器 558、559 的各刀尖的凹状缺口部 558a、559a(参照图 12、图 13) 之间的状态下,不被切断而保留了下来。

[0196] 在该肠道病灶部切断 / 缝合结束后,从内窥镜用腹腔 Mb 或 / 及 Md 拉拔并取出线性切断 / 缝合装置 500 的末端执行元件 503 处于闭口状态下的活体腔内插入主体 501(线性切断 / 缝合装置取出阶段 25S)。这时,所述被切断的、被末端执行元件 503 所把持的肠道病灶部 T3 与线切割 / 缝合装置 500 一起被取出到内窥镜用腹腔 Mb 或 Md 外。在该阶段中,如图 7 所示,砧座部 3 侧的荷包缝合部 T1a 部和头部 4 侧的荷包缝合部 T2a 部处于相对的状态。但是,实际上几乎不是图 7 所示那样的砧座部 3 和头部 4 的各主轴 X、X0 一致的情况,而是处于偏离的状态。

[0197] 另外,也可以另外通过所述内窥镜 600 的未图示的前端处置器把持住已切断了所述两端的肠道病灶部 T3,并从内窥镜用腹腔 Md 或 / 及 Mb 取出。

[0198] 在取出所述线性切断 / 缝合装置后,根据圆形吻合装置 1 的操作部 6 的单极电源 ON(接通)操作,通过引导电线 100 在单极电极部 34c 中通电单极电流,而且,驱动操作砧座轴转动电机 307 在使砧座轴 34 转动的同时,通过卷绕装置 110 的卷绕操作缓缓地牵引引导电线 100 从而将砧座部 3 拉向头部 4,而且,驱动操作推管驱动电机 90 使推管 7 的锁固部 54 前端前进到头部 4 前端(参照图 3)(这时,锁固部 54 前端面靠近荷包缝合部 T1a),使砧座轴 34 后端侧的荷包缝合部 T1a 部与头部 4 侧的荷包缝合部 T2a 抵接(这时,实际上砧座部 3 和头部 4 的各主轴 X、X0 几乎不是图 7 所示那样成直线状而处于交叉的状态),从而依次烧灼所述肠道的砧座部 3 侧及头部 4 侧双方的荷包缝合部 T1a、T2a 部位(图 7)并通过套管针 34b 进行开口并使砧座轴 34 插通(肠道荷包缝合部烧灼阶段 13S)。

[0199] 这时,通过转动连接有套管针 34b 的砧座轴 34,防止由于向单极电极部 34c 通电单极电流而导致的活体管荷包缝合部 T1a、T2a 部位的烧灼部的烧焦,从而顺利地进行烧灼及基于套管针 34b 的开口。荷包缝合部 T1a、T2a 部位被烧灼而开口的砧座部 3 侧及头部 4 侧烧灼开口部(均未图示)虽然在被烧灼并止血的同时,分别被砧座轴 34(及被锁固部 35)、锁固部 54(及推管 7)以贴紧状态插通,但是通过内窥镜 600 的未图示的前端处置器从肠道 T 的外部在将所述烧灼开口部进行了位置调整,以分别从被锁固部 35 插通砧座轴 34 后端部(包含套管针 34)、从锁固部 54 进一步插通推管 7 前端部 7a 的状态下,用线进行绑扎(固缚)从而防止从肠道 T1、T2 内漏出异物,而且,进一步提高后续处置中的可靠性。

[0200] 接着,在将离开头部 4 以在人体 M 内以非稳定姿势(对于头部 4 处于倾斜状态)漂浮的砧座部 3 与头部 4 连接时,如图 10 所示,基于所述砧座姿势控制系统,通过引导电线 100 牵引插通了所述肠道荷包缝合部 T1a、T2a 部位的砧座部 3 的套管针 34b 后端部,在该套管针 34b 后端部与在锁固部 54 内或锁固部 54 的后端部上所连接设置(连设)的推管 7 的前端部 7a 附近内抵接的状态下,以该套管针 34b 后端部为基点(暂时固定点),为了与来

自该时刻的头部 4 的 Y0、Z0 轴转动角度传感器 402、403 的角度数据大致一致而赋予砧座轴 34 的目标角度,并自动控制砧座部 3 的姿势(砧座部姿势控制阶段 14S)。

[0201] 在该砧座部姿势控制阶段 14S 中,也通过内窥镜 600 从肠道 T 的外部进行观察/确认,而且,还通过无线内窥镜 120 从肠道 T 的内部也进行观察/确认。

[0202] 在通过所述砧座部姿势控制使砧座轴 34 的主轴 X 轴和头部 4 的主轴 X0 轴大致一致后,如图 5 所示,继续通过卷绕装置 110 的卷绕操作牵引引导电线 100,使砧座轴 34 从锁固部 54 内进一步嵌合在推管 7 内,而且,使砧座轴 34 的被锁固部 35 与推管 7 前端部 7a 的锁固部 54 卡合/锁固,从而成为砧座部 3 和头部 4 处于连接/锁固状态(砧座部连接/锁固阶段 15S)。这时,如图 8 所示,砧座部 3 相对于头部 4 具有与将砧座部 3 侧的肠道 T1 及头部 4 侧的肠道 T2 的肠道壁厚度相加后的值大致相等的规定间隙 E,从而在重合并夹持双方的肠道 T1、T2 的状态下被锁固。

[0203] 在该砧座部连接/锁固阶段 15S 中,也通过内窥镜 600 从肠道 T 的外部进行观察/确认,而且,还通过无线内窥镜 120 从肠道 T 的内部进行观察/确认。

[0204] 之后,根据操作部 6 的纤维/切割器推出电机 91 的驱动操作,通过驱动器管 52 使纤维/切割器推出部件 42 前进(推出),从而将多个吻合用纤维 10 及圆形切割器 45 同时朝向前方的各个砧座部 3 及衬里垫圈 37 推出,如图 8 所示,使砧座部 3 侧的肠道 T1 及头部 4 侧的肠道 T2 重合并通过吻合用纤维 10 吻合成横切方向圆形状,而且,通过圆筒状的圆形切割器 45 将所述双方的荷包缝合部 T1a、T2a 侧肠道 T4、T5 切断成轮片(圆形)状而切除(肠道切断端部吻合阶段 16S)。通过这样,已经吻合了的砧座部 3 侧的肠道 T1 及头部 4 侧的肠道 T2 内连接恢复成插通状态从而被修复。

[0205] 这时,各吻合用纤维 10 在砧座 31 后端面的纤维成形槽 31b 和纤维推出销 43 之间在轴方向上被按压并形成将所述肠道 T4、T5 吻合成圆形状的状态,圆形切割器 45 的刀尖被按压以咬入到砧座 31 内的支承垫圈 37 的后端面中,从而将双方的荷包缝合部 T1a、T2a 侧肠道 T4、T5 切断成轮片状。而且,已被切断了的荷包缝合部 T1a、T2a 部侧肠道 T4、T5 处于残留在圆形切割器 45 内的状态。

[0206] 在所述肠道切断端部双方彼此吻合结束后,从肛门 Ma 拉拔并取出圆形吻合装置 1 的砧座部 3 与头部 4 处于连接/锁固的状态下的活体内插入主体 2(圆形吻合装置取出阶段 17S)。这时,所述被切断的、留在圆形切割器 45 内的荷包缝合部 T1a、T2a 侧肠道 T4、T5 与圆形吻合装置 1 同时被取出到肛门 Ma 外。

[0207] 如上所述,根据本发明的实施例 1,在圆形吻合装置 1 的活体内插入主体 2 从生物的自然开口部插入到具有病灶部 T3 的活体管 T 内,砧座部 3 与头部 4 分离直至活体管病灶部 T3 的前/后端部附近部 C1、C2 的状态下,能够通过另外从活体 M 的内窥镜用活体腔部 Mb 或从 Md 插入的线性切断/缝合装置 500 及与此同时另外从内窥镜用活体腔部 Md 或 Mb 插入的内窥镜 600,边观察边从活体管 T 外切除病灶部 T3 之后,通过圆形吻合装置 1 从活体管 T 内半自动地或自动地进行其活体管的切断端部双方彼此的吻合,因此,可以提供可以省略现有那样大型的腹部切开等的活体手术从而降低手术时间及手术损伤、且手术的操作性及可靠性和经济性都很卓越的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统。

[0208] 另外,除所述实施方式之外,圆形吻合装置 1 及线性切断/缝合装置 500 的各部件或机构的形状及构成等可以任意地变更。例如,虽然均未图示,但是通过本发明人可自如地

将线性切断 / 缝合装置 500 的上颌开闭机构 530 转换为所述小齿轮 / 锁固机构从而成为通过电机驱动的转动螺母 / 螺栓机构等从而平行开闭上颌 504 的构成, 或者成为倾斜型开闭机构, 该倾斜型开闭机构使旋转自如地轴支承有基于现有的各种实施方式那样的后端部的上颌向前面打开。

[0209] 此外, 通过本发明人可自如地转换为圆形吻合装置 1 的推管驱动机构 64 及纤维 / 切割器推出机构 66 中的所述电机驱动转动螺母 / 螺栓机构, 均例如由以“电动泵”等商品名销售的公知的小型电动泵 (cylinder) 等的微直线执行元件 (microlinear actuator) 来构成。

[0210] 图 18 是表示实施例 1 的变形实施方式的圆形吻合装置的头部 4C 的主要构成概念概念的纵截面图, 图 19 是表示图 18 的圆形吻合装置的操作部 6C 的主要构成概念概念的纵截面图, 且为了易于说明, 对分别具有与所述实施例 1 的图 3 及图 6 中的部件相同功能的构成部件, 即使形状一部分不同也标注了相同符号。

[0211] 如图 18 所示, 实施例 1 的变形方式的圆形吻合装置的头部 4C 在内部收容有: 使在前端部 7Ca 上设置有用使所述砧座部 3 与头部 4C 连接 / 分离的锁固部 54 的推管 7C 前进 / 后退的推管驱动机构 47、使纤维 / 切割器推出部件 42 前进 / 后退的纤维 / 切割器推出机构 48、用于卷绕 / 释放引导细线部件 (引导电线) 100 的卷绕装置 112 及引导辊 113、用于进行这些驱动机构 / 装置 (驱动部) 和操作部 6C 的操作控制信号的无线交换的带天线 411 的无线发送接受器 410、作为这些部件的电源的电池 412, 在这一点上与所述实施例 1 的圆形吻合装置 1 的头部 4 不同, 除此之外的构成与所述头部 4 相同。

[0212] 该变形实施方式的推管驱动机构 47 及纤维 / 切割器推出机构 48 均可应用所述小型电动泵等的微直线执行元件, 这些执行元件主体分别固定在头外壳 41 内的托架 41a、41b 的执行元件安装孔 41c、41d 内, 进行前进 / 后退的杆 (rod) 前端部 47a、48a 分别固定在推管 7C、纤维 / 切割器推出部件 42 的后端面 7Cc、42a 上。推管 7C 及纤维 / 切割器推出部件 42 分别从这些微直线执行元件的杆前端部 47a、48a 接受向后方 / 前方的推进力从而进行前进 / 后退。

[0213] 根据这样的变形实施方式的头部 4C 的结构, 由于可以全部省略所述实施例 1 的圆形吻合装置 1 的操作部 6 中所设置的推管驱动机构 64、纤维 / 切割器推出机构 66、卷绕装置 110 等的驱动部及从这些部件插通支承轴部 5 内并与头部 4 连接的连接管 53、推管 7、驱动器管 52 及引导电线 100 等的驱动部连接部件, 所以能够提供该变形实施方式的推管驱动机构 64 及支承轴部 5C 的构造大幅地简化、操作性及经济性更加卓越的 NOTES 用外科手术系统。

[0214] 也就是说, 如图 19 所示, 该变形实施方式的圆形吻合装置的操作部 6C 在内部只收容有无线内窥镜 120, 所述其他的内部功能构成部件全部被省略的这一点、且如图 18 及图 19 所示, 支承轴部 5C 在内部只插通有无线内窥镜 120 的插入管部 121, 其他的所述驱动部连接部件全部被省略的这一点, 与所述实施例 1 的圆形吻合装置 1 的操作部 6 不同, 从而实现了大幅度的简化及轻量化。

[0215] 实施例 2

[0216] 图 20 是表示本发明的实施例 2 的 NOTES 用外科手术系统的主要构成概念的概念图, 图 21 是表示实施例 2 的圆形吻合装置 1A 的主要构成概念的透视图, 图 22(a) 是表示图 21 的砧座部 3A 的构成概念概念的纵截面图, 图 22(b) 是表示图 22(a) 的 R-R 向视截面图, 图

23(a) 是表示图 21 的头部 4A 的构成概念的纵截面图,图 23(b) 是图 23(a) 的 Q-Q 向视截面图,图 24 是表示图 21 的操作部的主要构成概念的纵截面图,图 25 是在图 21 的砧座部 3A 和头部 4A 处于连接状态下的活体管 T 内插入过程中的纵截面图,图 26 是继图 25 之后、在砧座部 3A 和头部 4A 处于分离状态下,由线性切断 / 缝合装置切断及荷包缝合活体管 T 病灶部 T3 后的纵截面图,图 27 是表示继图 26 之后、在形成有套管针的尖头部 34Ab 被引导电线 100 (单极电流通电中) 牵引而脱离砧座轴 34 的同时,依次烧灼并贯穿砧座部 3A 侧及头部 4A 侧活体管 T1、T2 双方的荷包缝合部 T1a、T2a 部位,并处于该尖头部 34Ab 被牵引到头部 4A 内后方的状态的纵截面图,图 28 是继图 27 之后、在砧座部 3A 与头部 4A 被再次连接时,从操作部 6A 的后端部插入到推管 7A 内的砧座部连接辅助器 55 与锁固部 54A (处于打开状态) 及头部 3A 共同前进并被推出从而处于靠近砧座轴 34A 的后端部的状态的纵截面图,图 29 是继图 28 之后、在砧座部连接辅助器 55 向推管 7A 内后方后退的同时锁固调整管 53A 前进从而锁固部 54A 关闭,并处于与砧座轴 34A 的被锁固部 35A 卡合的状态的纵截面图,图 30 是继图 29 之后、使锁固状态的推管 7A 后退,从而处于砧座部 3A 被拉回到规定位置与头部 4A 连接的状态的纵截面图。另外,这里的附图均是表示以非比例方式表现的主要构成概念的概念图,尤其图 22、图 23、图 25 至图 30 为了易于理解内部构造,与轴方向相比放大了径方向来表现。

[0217] 实施例 2 的 NOTES 用外科手术系统与所述实施例 1 相比,用于使圆形吻合装置 1A 的任意一个后述的砧座部 3A 和头部 4A 的连接的可可靠性提高的连接机构及其相关部件的构成不同,线性切断 / 缝合装置 500 及其他的构成相同。因此,下面,在实施例 2 的附图中,对于与实施例 1 具有相同功能的构成部件,即使一部分形状少许不同也标注了相同符号,因对各自的说明重复而省略,对与实施例 1 不同的构成进行说明。

[0218] 如图 20 及图 21 所示,实施例 2 的圆形吻合装置 1A 由活体内插入主体 2A 和操作部 6A 概略构成,该活体内插入主体 2A 从前端侧开始具有:砧座部 3A,具有向后方突出设置成大致同心状的砧座轴 34A;头部 4A,与砧座部 3A 相对设置,包括活体管 T 的吻合用纤维 10 及切断用圆形切割器 45 (参照图 23);以及与头部 4A 连接的长挠性支承轴部 5A,该操作部 6A 和与活体内插入主体 2A 的后端部连接,控制包括可使砧座轴 34A 及头部 4A 相互卡合的被锁固部 35A、锁固部 54A 的连接机构的锁固及锁固解除操作、吻合用纤维 10 及圆形切割器 45 的推出操作等。

[0219] 如图 22(a) 所示,砧座部 3A 除砧座轴 34A 的构成一部分不同的这一点之外,与所述实施例 1 的砧座部 3 构成相同。

[0220] 实施例 2 的砧座轴 34A 在砧座 31 内的后方部沿主轴 (X 轴) 突出设置,并在后端部可装卸地连接有具有套管针 34Ab 的尖头部 34Aa。砧座轴 34A 的后端面上贯通设置有用连接尖头部 34Aa 的尖头部连接孔 34Ae。尖头部 34Aa 诸如由树脂等绝缘体构成,在前端形成有嵌合在砧座轴 34A 的尖头部连接孔 34Ae 中的小径的连接轴部 34Ad,在后端形成有具有与所述实施例 1 同样的单极电极部 34c 的套管针 34Ab。砧座轴 34A 及尖头部 34Aa 均形成大致相同直径而连接,具有单极电极部 34c 的套管针 34Ab 的后端部形成为尖锐状,以使容易贯穿后述的活体荷包缝合部 T1a、T2a 部位 (参照图 26)。关于尖头部 34Aa 是绝缘体、且具有单极电极部 34c 的理由,将在后面进行描述。

[0221] 此外,连接有具有套管针 34Ab 的尖头部 34Aa 的砧座轴 34A 与所述实施例 1 同样,

转动自如地支承在砧座轴支承部 33c 上并与后述的转动单元连接,在单极电极部 34c 中通电单极电流时,通过该转动单元被转动。

[0222] 在尖头部 34Aa 的套管针 34Ab 后端部的单极电极部 34c 连接有从操作部 6A 至头部 4A 经由推管 7A 内插通的作为引导细线部件的引导电线 100。该引导电线 100 在吻合所述活体管 T 的病灶部 T3 切断端部双方彼此时,具有以下三个功能:通过操作后述的操作部 6A 而卷绕引导电线 100,使尖头部 34Aa 离开砧座轴 34A 的后端并拉入到头部 4A 内的功能;通过释放引导电线 100 来实现砧座部 3A 和头部 4A 的分离及锁固解除的辅助功能;以及在单极电极部 34c 中通电单极电流,以使尖头部 34a 烧灼并贯穿砧座部 3A 侧及头部 4A 侧活体管 T1、T2 双方的荷包缝合部 T1a、T2a 部位并被牵引到头部 4A 侧,从而依次烧灼所述活体管 T1、T2 的荷包缝合部 T1a、T2a 部位的功能。由绝缘体构成的尖头部 34Aa 截止向砧座轴 34A 及砧座部 3A 侧的单极电流的通电。

[0223] 此外,在尖头部 34Aa 的前方附近的砧座轴 34A 的外表面上设置有与后述的头部 4A 内的推管 7A 的前端上所设置的锁固部 54A 卡合/锁固的、形成为例如大致球面体等的凸面体状的被锁固部 35A。关于包括被锁固部 35A、锁固部 54A 的连接机构的作用等,将在后面进行描述。

[0224] 砧座姿势控制机构 30 与所述实施例 1 相同,因此省略对其的详细说明。

[0225] 如图 23(a) 所示,实施例 2 的头部 4A 除用于将砧座部 3A 与头部 4A 连接/锁固的连接机构(后述)的构成不同的这一点之外,与所述实施例 1 的头部 4 构成相同。

[0226] 在头部 4A 的中央部,从操作部 6A 插通至支承轴部 5A 的内部中央(参照图 24)并配置成同心圆管状的后述的推管 7A 及锁固调整管 53A 的前端部 7Aa、53Aa 并设到头部 4A 内。

[0227] 实施例 2 的驱动器管 52 的前端部上所连接的纤维/切割器推出部件 42 基于后述的操作部 6A 的操作,通过驱动器管 52(参照图 24)在前后方向上可往复移动地滑动嵌合在锁固调整管 53A 的外表面上。

[0228] 在实施例 2 的推管 7A 的前端部 7Aa 上设置有可卡合分离地捕捉并锁固后述的砧座轴 34A 的被锁固部 35A 的锁固部 54A(参照图 23 及图 25)。锁固部 54A 由分割捕捉部 54Ab 和多个弹性支承部件 54Ac 构成,该分割捕捉部 54Ab 收容设置在头部 4A 内中央部,形成为在圆周方向上被分割成多个、至少三个的例如大致中空球面等的凹面体状,可卡合分离地嵌合(捕捉)在砧座轴 34A 上设置的被锁固部 35A 上,该多个弹性支承部件 54Ac 设置在推管 7A 的前端部 7Aa 上,为了在自由(free)状态下使分割捕捉部 54Ab 分别从轴中心以向扩径方向扩大的方式弯曲并对其进行弹性支承(弹支),在本实施例中多个弹性支承部件 54Ac 为三根。弹性支承部件 54Ac 由适当刚性及高强度的弹簧钢或形状记忆合金等构成,并形成具有能够保持充分强度的宽度的大致部分圆筒状(参照图 28)。

[0229] 推管 7A 基于后述的操作部 6A 的操作,通过锁固部 54A 捕捉砧座部 3A 的砧座轴 34A 的被锁固部 35A,使尖头部 34Aa 嵌入到内部并后退,从而将砧座部 3A 拉到头部 4A 侧并使其连接,而且,相反地,为了将砧座轴 34A 向前端侧推出,从推管 7A 前端部 7Aa 的锁固部 54A 打开砧座轴 34A 的被锁固部 35A,使砧座部 3A 离开头部 4A,在前后方向上可往复移动地滑动嵌入在锁固调整管 53A 内(参照图 24 及图 25)。

[0230] 此外,推管 7A 开放至插通操作部 6A 内的后端开口部 7Ae,在推管 7A 内插通有从操

作部 6A 插通至支承轴部 5A 的引导电线 100, 并通过引导电线 100 牵引已从砧座轴 34A 的后端部脱离了的尖头部 34Aa, 并拉出到后端开口部 7Ae 外 (参照图 22、图 25 及图 27)。

[0231] 而且, 在实施例 2 的推管 7A 内, 从推管 7A 的后端开口部 7Ae 插拔自如地插通有砧座部连接辅助器 55, 该砧座部连接辅助器 55 由前端部形成成为套管针状并贯穿锁固部 54A 的分割捕捉部 54Ab 内的套管针状尖头部 55a、以及与套管针状尖头部 55a 连接的长条可挠性的轴部 55b 构成, 该砧座部连接辅助器 55 成为在将砧座部 3A 与头部 4A 再次连接时的连接辅助。关于该砧座部连接辅助器 55 的作用, 将在后面进行描述。

[0232] 实施例 2 的锁固调整管 53A 以前进 / 后退自如的方式外嵌于推管 7A, 根据后述的操作部 6A 的操作, 通过其前端部 53Aa 前进到分割捕捉部 54Ab 的后端部, 从外侧按压弹性支承部件 54Ac 将分割捕捉部 54Ab 向缩径方向关闭 (参照图 23、图 25 至图 27、图 29、图 30 等), 通过其前端部 53Aa 从弹性支承部件 54Ac 进行后退使分割捕捉部 54Ab 向扩径方向全部打开 (参照图 28)。

[0233] 这样, 用于将砧座部 3A 与头部 4A 连接的连接机构由砧座轴 34A 后端部的被锁固部 35A、推管 7A 前端部 7Aa 的锁固部 54A 及锁固调整管 53A 构成。如后述的图 30 及图 8 所示, 该连接机构在吻合所述活体管 T1、T2 的病灶部 T3 切断端部双方彼此时, 需要具有如下的功能: 在使砧座部 3A 与头部 4A 处于对置的状态下具有后述的规定间隙 E 从而进行连接保持的功能、以及为了头部 4A 内的纤维盒 44 前端面的多个纤维收纳槽 44a 和砧座 31 后端面的多个纤维成形槽 31b 相互正对而具有砧座部 3A 和头部 4A 围绕主轴 (X 轴及 X0 轴) 的定位功能。

[0234] 因此, 所述连接机构虽然可以是与现有的例如所述日本专利文献 1 等所记载的各种实施方式相同的构成, 但是在该实施例 2 中, 作为一个例子, 形成有相互限制绕主轴 (X 轴、X0 轴) 的转动并在主轴方向上以移动自如的方式滑动接触的花键机构。也就是说, 以相互接触 (勘合) 的方式, 如图 23(a) 及图 23(b) 所示, 在锁固部 54A 的圆筒状内表面上形成有凹状花键槽 (内花键齿) 54Aa, 如图 22(a) 及图 22(b) 所示, 在被锁固部 35A 的外表面上形成有凸状花键齿 (外花键齿) 35Aa, 通过这样, 规定砧座部 3A 和头部 4A 的围绕轴芯 (X 轴及 X0 轴) 的定位, 以使在头部 4A 内的纤维盒 44 的纤维收容槽 44a 和砧座 31 的纤维成形槽 31b 相互正对。

[0235] 上述推管 7A 及连接机构的结构与砧座部 3A 等的构成同时成为表示不同于现有的技术的本发明的主要特征的一部分的结构, 关于这些部件的作用, 将在后面进行详细描述。

[0236] 另外, 被锁固部 35A 及锁固部 54A 的各自前后两端阶梯部的外周角部被切除, 并具有平滑的倾斜面 35Ab、54Ab, 以使容易贯穿后述的活体管 T 的荷包缝合部 T1a、T2a 部位的烧灼开口部, 而且, 被锁固部 35A 容易嵌入并卡合在锁固部 54A 内。

[0237] 根据这样构成的实施例 2 的连接结构, 在相对于头部 4A 已被分离了的砧座部 3A 在活体管 T 的病灶部 T3 被切断除去之后再次连接时, 通过锁固调整管 53A 的前后方向上的进退操作, 使推管 7A 前端部 7Aa 的分割捕捉部 54Ab 边前进边进行开闭, 从而捕捉砧座轴 34A 的被锁固部 35A 并通过使推管 7A 后退, 可易于将砧座部 3A 拉向头部 4A 侧且进行锁固, 并提高砧座部 3A 和头部 4A 的连接 / 锁固的可靠性。

[0238] 如图 21、图 23 及图 24 所示, 实施例 2 的支承轴部 5A 也由前端部与头部 4A 的头外筒 41 连接且后端部与操作部 6A 的操作部框体 61 连接的外管 51、以及依次同心状插通并设

在外管 51 的内部的所述驱动器管 52、锁固调整管 53A 及推管 7A 构成,并在推管 7A 内插通有所述引导电线 100。构成这些支承轴部 5A 或插通内部的部件均由可挠性材料构成,并可以适用现有的圆形吻合装置及内窥镜等的医疗用设备所采用的部件。

[0239] 如图 24 所示,实施例 2 的操作部 6A 包括在前端部连接有支承轴部 5A 的外管 51 的大致圆筒型的操作部壳体 61、使吻合用纤维 10 及圆形切割器 45 推出的纤维 / 切割器推出机构 66、使推管 7A 前进 / 后退的推管驱动机构 67、使锁固调整管 53A 前进 / 后退的锁固调整管驱动机构 68。在该实施例 2 中,纤维 / 切割器推出机构 66、推管驱动机构 67 及锁固调整管驱动机构 68 均为电动式,并与现有的日本专利文献 1 等的圆形吻合装置的手动式调节用按钮机构及纤维 / 切割器推出把手机构等不同。

[0240] 纤维 / 切割器推出机构 66 与实施例 1 同样,由外螺纹管 52a、带外齿转动螺母 65、纤维 / 切割器驱动电机 91、纤维 / 切割器驱动轴 63 构成,并省略其详细的说明。

[0241] 推管驱动机构 67 及锁固调整管驱动机构 68 虽然也省略了详细的图示,但是由与前述纤维 / 切割器推出机构 66 同样的外螺纹管、带外齿旋转螺母及带小齿轮驱动电机机构成。

[0242] 因此,与前述驱动器管 52 同样,通过被均未图示的推管驱动电机、锁固调整管驱动电机分别驱动的带外齿转动螺母的正 / 反转动,使得接受了与带外齿转动螺母螺合的外螺纹管的前 / 后主轴方向上的推进力的推管 7A、锁固调整管 53A 分别进行前进 / 后退。

[0243] 另外,与推管 7A 的前进 / 后退联动,沿指示器窗 61d 的未图示的刻度前后掀动(倾斜),表示纤维 / 切割器推出部件 42 的规定推出冲程的指示器及用于防止纤维 / 切割器推出机构 66 的错误动作的安全机构等小部件由于可以与现有的各种实施方式的圆形吻合装置同样地构成,所以在省略图示及详细的说明。当砧座部 3A 与头部 4A 具有与实施例 1 同样的规定间隙 E(参照图 8)而被连接 / 锁固时,所述安全机构与指示器卡合,并使指示器沿指示器窗 61d 的未图示的刻度向后方掀动,从而示出纤维 / 切割器推出部件 42 的规定推出冲程。

[0244] 在锁固及连接时所述砧座部 3A 与头部 4A 之间的规定间隙 E,也被实施例 2 的图 30 的 F 部与实施例 1 的图 8 同样地示出,并与将砧座部 3A 侧的活体管 T1 及头部 4A 侧的活体管 T2 的活体管壁厚度相加后的值大致相等。

[0245] 如图 24 所示,在该实施例 2 中,推管 7A 插通锁固调整管驱动机构 68 及推管驱动机构 67,并开放至后端开口部 7Ae。而且,在操作部 6A 的后端部 61a 外,设置有通过未图示的电机卷绕或反之释放引导电线 100 的卷绕装置 110,该引导电线 100 与前述尖头部 34Aa 的套管针 34Ab 后端部的单极电极部 34c 连接,且从头部 4A 插通至推管 7A 内并由推管 7A 的后端开口部 7Ae 附近所设置的带一对辊的引导部 7Af 拉出。

[0246] 也可以转换为所述现有的安全机构及指示器等的机械控制构成,通过由例如卷绕装置 110 的卷绕量检测传感器(未图示)等捕捉与砧座部 3A 直接连接的引导电线 100 的出入量,显示砧座部 3A 和头部 4A 之间的规定间隙 E 及吻合用纤维 10 的规定冲程,或者成为基于纤维 / 切割器驱动电机 91 等的电机驱动连锁的安全电子控制构成的变形实施方式。

[0247] 根据该实施的变形实施方式,能够省略现有的安全机构及指示器等的复杂的机械控制构成,实现操作部 6A 构成的筒略化。

[0248] 此外,如图 23(a) 所示,在头部 4A 内收容地设置有胶囊内窥镜装置 150。

[0249] 实施例 2 的胶囊 (kapsel) 内窥镜装置 150 由例如外形为直径 9 ~ 11mm × 长度 23 ~ 26mm 左右的丸状 (pill) 的树脂制外壳构成, 该树脂制外壳内置有均未图示的作为摄像部的微型胶囊型 CCD 照相机或 CMOS 摄像装置、作为照明部的发光二极管 (LED)、以无线方式进行控制 · · 操纵的控制器、作为电源部的微型电池或电力发送及姿势控制用的线圈等。作为胶囊内窥镜装置, 例如 Given Imaging 公司的“Pill Cam SB”、Aruefu 公司的“NORIKA”、“Sayska”(均为商品名) 等已经实现了实用化, 或者还提出有再表 W02004/112593 号公报等所记载的装置等。因此, 省略对胶囊内窥镜装置 150 的详细说明。

[0250] 通过在胶囊内窥镜装置 150 中使用低功率构成元件的发光二极管 (LED) 及 CMOS 摄像装置, 从而可使用电源用的微型电池。CMOS 与 CCD 相比在低功耗及片上芯片方面更加有利。

[0251] 在操作部 6A 内, 收容设置有均未图示的空气 / 清洁水供给源、空气 / 清洁水供给 / 血液 · · 水分等吸引用的应用控制装置、无线内窥镜单元等。无线内窥镜单元具有用于操纵胶囊内窥镜装置 150 的控制按钮及用于交换这些控制信号的无线发送接收器 (均为图示) 等。

[0252] 来自所述摄像装置的图形数据等的信号使用各种数字或模拟调制技术的例如微波或无线频率, 通过无线发送接收器发送给操作部 6A 的无线发送接收器 (未图示)。例如, 在基于无线频道的数字图像的发送中, 可以使用 FSK (频率偏移调制) 调制技术。图像形成单元的几个构成元件、例如图像传感器及照射源是一次性的电池操作单元。这样的胶囊内窥镜装置 150 与通常的线型内窥镜相比具有操作性更加卓越的优点。

[0253] 如图 20 概念地所示, 在操作部外壳 61 的上部设置有操作单元 140A, 该操作单元 140A 至少具有内窥镜图像监视器、砧座轴角度监视器、推管驱动电机运转 LED (显示灯)、锁固调整管驱动电机运转 LED、纤维 / 切割器驱动电机运转 LED、内窥镜 ON/OFF SW (胶囊内窥镜装置 150 的运转用开关)、引导电线释放 / 卷绕 SW (卷绕装置 110 的引导电线 100 释放 / 卷绕开关)、单极 ON/OFF SW (单极电流 ON/OFF 开关)、砧座轴转动 / 停止 SW、X 轴伺服电机运转 LED、Y 轴伺服电机运转 LED、砧座轴转动电机运转 LED、砧座轴姿势控制 ON/OFF SW、推管前进 · · 后退 SW、锁固调整管前进 · · 后退 SW、纤维 / 切割器推出 / 后退 SW、以及与砧座部 3 内的无线发送接收器 303 及胶囊内窥镜装置 150 内的无线发送接收器等进行控制及交换图像信号等的未图示的无线发送接收器及电池等。

[0254] 通过基于该操作单元 140A 的上述构成的无线操作, 进行后述的圆形吻合装置 1A 的操作。

[0255] 此外, 根据本发明人可自如地转换为圆形吻合装置 1A 的推管驱动机构 64、锁固调整管驱动机构 68 及纤维 / 切割器推出机构 66 中的所述电机驱动式转动螺母 / 螺栓机构, 成为均例如由以“电动泵”等的商品名销售的公知的小型电动泵等的微直线执行元件构成的变形实施方式。

[0256] 图 31 (a) 是表示实施例 2 的变形实施方式的圆形吻合装置的头部 4B 的主要构成概念的纵截面图, 图 31 (b) 是表示图 31 (a) 的圆形吻合装置的操作部 6B 的主要构成概念的纵截面图, 其中, 为了易于说明, 对于分别与所述实施方式的图 22、图 24 中的部件具有相同功能的构成部件, 即使一部分形状不同也标注了相同符号。

[0257] 该变形实施方式的圆形吻合装置的头部 4B 在内部收容有使用于使所述砧座部 3A

通过所述连接机构与头部 4B 连接 / 分离的推管 7B 前进 / 后退的推管驱动机构 47、使纤维 / 切割器推出部件 42 前进 / 后退的纤维 / 切割器推出机构 48、使锁固调整管 53B 前进 / 后退的锁固调整管驱动机构 49、以无线方式进行这些驱动机构和操作部 6B 的操作控制信号交换的带天线 411 的无线发送接收器 410、作为这些部件的电源的电池 412, 上述这点与前述实施例 2 的头部 4A 不同, 其他的构成与实施例 2 的头部 4A 相同。另外, 在该变形实施方式中, 推管驱动机构 47 及锁固调整管驱动机构 49 的一部分被配置为跨越在支承轴部 5B 内的与头部 4B 的连接部附近。

[0258] 该变形实施方式的推管驱动机构 47、纤维 / 切割器推出机构 48 及锁固调整管驱动机构 49 均可适用所述小型电动泵等的微直线执行元件, 这些执行元件主体分别固定在突出设置在头外筒 41 及支承轴部 5 内的托架 41b、41a 的执行元件安装孔 41d、41c 内及托架 41e 前面, 用于进行前进 / 后退的杆前端部 47a、49a、48a 分别固定在推管 7B、锁固调整管 53B 的后端开口部 7Bd、53Bd 上所设置的末端部件 7Bc、53Bc、纤维 / 切割器推出部件 42 的后端面 42a 上。推管 7B、纤维 / 切割器推出部件 42 及锁固调整管 53B 分别从这些微直线执行元件的杆前端部 47a、48a、49a 接受主轴 (X0 轴) 前 / 后方向的推进力进行前进 / 后退。

[0259] 根据这样的变形实施方式的头部 4B 的构成, 能够全部省略所述实施例 2 的圆形吻合装置 1A 的操作部 6A 上所设置的推管驱动机构 67、纤维 / 切割器推出机构 66、锁固调整管驱动机构 68 等的驱动部以及根据这些部件插通支承轴部 5A 内并与头部 4A 连接的推管 7A、驱动器管 52 及锁固调整管 53A 等的长条驱动部连接部件, 因此基于该变形实施方式的操作部 6B 及支承轴部 5B 的构造被大幅简化, 能够提供在操作性及经济性上更加卓越的 NOTES 用外科手术系统。

[0260] 也就是说, 如图 31 (b) 所示, 该变形实施方式的圆形吻合装置的操作部 6B 在内部只收容有均未图示的空气 / 清洁水供给源、应用控制装置、无线内窥镜单元等, 所述其他的内部功能构成部件全部被省略的这一点, 并且, 如图 31 (a) 及图 31 (b) 所示, 在支承轴部 5B 内只延伸设置有与推管 7B 同径且同轴延长状地配置、前端部 56a 固定在托架 41b 上、插通操作部 6B 并开放到后端开口部 56b 的引导管 56, 其他的所述驱动部连接部件全部被省略的这一点等与前述实施例 2 的圆形吻合装置 1A 的操作部 6A 不同, 从而实现了大幅的简化及轻量化。

[0261] 在引导管 56 内, 从后端部 56b 插通有引导电线 100, 并在引导部 7Bf 的下面设置有通过未图示的电机卷绕或反之释放引导电线 100 的卷绕装置 110, 该引导电线 100 从后端开口部 56b 附近所设置的带一对辊的引导部 7Bf 被拉出。而且, 从所述砧座轴 34A 的后端部已脱离的尖头部 34Aa 被引导电线 100 牵引, 从而被拉出到引导管 56 的后端开口部 56b 外。

[0262] 图 32 是表示实施例 2 的 NOTES 用外科手术系统的砧座部姿势控制系统的主要构成概念的框图。

[0263] 实施例 2 的砧座部姿势控制系统除圆形吻合装置 1A 的连接机构的作用不同这一点和使用砧座部连接辅助器 55 的这一点之外, 与前述实施例 2 相同, 因此, 省略详细的构成说明。

[0264] 在砧座部 3A 与头部 4A (或所述变形实施方式的 4B) 处于分离状态下, 在切除活体管 T 的病灶部 T3 并荷包缝合其活体管的切断端部双方且尖头部 34Aa 烧灼贯穿所述荷包缝合部 T1a、T2a 部位并被取出到操作部 6A 的后端部外之后, 当将离开了头部 4 在活体 M (参

照图 20) 内处于非稳定姿势、(相对于头部 4A 或 4B 以倾斜状态) 漂浮的砧座部 3 与头部 4A(或 4B) 再次连接时,从操作部 6A 后端部的推管 7A 的后端开口部 7Ae(或在所述变形实施方式中,为引导管 56 的后端开口部 56b) 插入砧座部连接辅助器 55,与此同时,一边通过胶囊内窥镜装置 150 或从活体 M 的内窥镜用腹腔 Md 或 / 及 Mb 通过套管 Mc 插入的内窥镜 600(参照图 20) 进行视觉确认,一边通过所述砧座姿势控制系统,在以砧座轴 34A 的后端面与头部 4A(或 4B) 的前面相对的方式调整砧座轴 34A 的角度的同时,使头部 4A(或 4B) 侧向砧座部 3A 的方向前进。

[0265] 通过这样,以砧座部连接辅助器 55 的套管针状尖头部 55a 嵌入到砧座轴 34A 的后端面的连接孔 34Ae 内表面并处于抵接的状态下的套管针状尖头部 55a(这时,尖头部 55a 位于锁固部 54A 的前端部附近) 作为基点(临时固定点),通过所述砧座姿势控制系统,为了与来自在此时刻的头部 4A(或 4B) 的 Y0、Z0 轴转动角度传感器 402、403 的角度数据大致一致而赋予砧座轴 34A 的目标角度,并自动控制砧座部 3A 的姿势。而且,当砧座轴 34A 的主轴 X 轴和头部 4A(或 4B) 的主轴 X0 轴大致一致时,如图 30 所示,砧座轴 34A 能够容易地嵌合在推管 7A 内,从而成为砧座部 3A 和头部 4A 处于连接 / 锁固状态。

[0266] 如上所述,实施例 2 的圆形吻合装置 1A 也具有通过所述无线控制进行砧座部 3A 相对于砧座轴 34A 的姿势控制的砧座姿势控制机构 30、套管针 34Ab 后端部的单极电极部 34c、与单极电极部 34c 连接的引导电线 100 及其卷绕装置 110、使推管 7A 在前后轴方向上移动从而向前方推压砧座部 3A 使其脱离头部 4A 等的进行推管 7A 的前进 / 后退的推管驱动机构 67、使吻合用纤维 10 及圆形切割器 45 推出(前进) / 后退的纤维 / 切割器推出机构 66、使锁固调整管 53A 前进 / 后退的锁固调整驱动机构 68、收容设置在头部 4A 内的胶囊内窥镜装置 150 等,并全部实现了无线电子控制化,这一点是与现有的所述日本专利文献 1 等所记载的圆形吻合装置不同的构成的特征点。

[0267] 接着,参照图 20 至图 33,对使用具有上述的实施例 2 的圆形吻合装置 1A 及线性切断 / 缝合装置 500 的 NOTES 用外科手术系统,切除活体管例如肠道 T 的病灶部 T3 并吻合其活体管的切断端部双方彼此的 NOTES 用外科手术方法进行说明。

[0268] 图 33 是表示使用了实施例 2 的 NOTES 用外科手术系统的 NOTES 用外科手术方法的主要步骤的框图。

[0269] 以肠道为例作为活体 M 例如人的活体管 T 时的实施例 2 的 NOTES 用外科手术方法经过与实施例 1 同样的内窥镜用腹腔手术施行阶段 1S、外部病灶部确认阶段 2S,下面,具有如下的主要阶段。

[0270] 在所述外部病灶部确认之后,将圆形吻合装置 1A 的砧座部 3A 与头部 4A 处于已连接的状态下(图 25) 的活体管内插入主体 2A 从作为人体 M 的自然开口部例如肛门 Ma 插入到肠道 T 内的病灶部 T3 直至前端的砧座部 3A 充分通过(圆形吻合装置插入阶段 11S)。这时,如图 20 所示,砧座部 3A 插入到套管针 34Ab 后端部的单极电极部 34c(图 22) 通过了肠道病灶部 T3 的前端侧附近位置 C1 的肠道 T1 内。

[0271] 接着,通过圆形吻合装置 1A 的操作部 6A 的卷绕装置 110 的释放操作,释放引导电线 100,而且,通过推管驱动电机及锁固调整管驱动电机的前进操作,使推管 7A 及锁固调整管 53A 同时前进,从而通过锁固状态的砧座轴 34A 向前方推出砧座部 3A。继此,通过锁固调整管驱动电机的后退操作使锁固调整管 53A 后退,从而锁固部 54A 打开成扩径状态并开放

砧座轴 34A 的被锁固部 35A,而且,通过推管驱动电机及锁固调整管驱动电机的后退操作使推管 7A 及锁固调整管 53A 同时后退到退避位置(参照图 23),从而使砧座部 3A 脱离头部 4A 并处于留在所述肠道 T1 内的状态。接着,缓缓地拔出头部 4A 侧的活体内插入主体 2A,使头部 4A 的前端面后退到通过了肠道病灶部 T3 的后端侧附近位置 C2 的肠道 T2 内(砧座部分离阶段 12S)。该砧座部分离操作通过内窥镜 600 从肠道 T 的外部进行观察/确认,同时也通过头部 4A 内所收容设置的胶囊内窥镜装置 150 从肠道 T 的内部进行观察/确认。

[0272] 在通过内窥镜 600 及胶囊内窥镜装置 150 确认了所述砧座部分离状态后,经过从与实施例 1 同样的内窥镜用腹腔 Mb 或 Md 通过套管 Mc 的线性切断/缝合装置插入阶段 21S、肠道病灶部端部把持阶段 22S、肠道病灶部一端切断/封闭阶段 23S、肠道病灶部另一端切断/封闭阶段 24S、线性切断/缝合装置取出阶段 25S,被切断且被末端执行元件 503 所把持的肠道病灶部 T3 与线性切断/缝合装置 500 一起被取出到内窥镜用腹腔 Mb 或 Md 外。如图 26 所示,在该阶段中,砧座部 3A 侧的荷包缝合部 T1a 部和头部 4A 侧的荷包缝合部 T2a 部处于相对的状态。但是,实际上砧座部 3A 和头部 4A 的各主轴 X、X0 轴几乎不象图 26 所示那样一致而处于偏离的状态。

[0273] 另外,也可以另外通过所述内窥镜 600 的未图示的前端处置器把持住已切断了所述两端的肠道病灶部 T3 并从内窥镜用腹腔 Md 或 / 及 Mb 取出。

[0274] 在取出所述线性切断/缝合装置后,根据卷绕装置 110 的卷绕操作,一边缓缓地牵引引导电线 100 一边将头部 4A 侧的活体内插入主体 2A 向砧座部 3A 侧推压从而使头部 4A 侧的荷包缝合部 T2a 与砧座轴 34A 后端侧的荷包缝合部 T1a 部抵接(这时,实际上砧座部 3A 与头部 4A 的各主轴 X、X0 轴几乎不象图 7 所示那样的成一直线状而是处于交叉的状态),根据圆形吻合装置 1A 的操作部 6A 的单极电源 ON 操作,通过引导电线 100 在单极电极部 34c 中通电单极电流,而且,驱动操作砧座轴转动电机 307 使砧座轴 34A 转动,从而依次烧灼所述砧座部 3A 侧及头部 4A 侧的肠道 T1、T2 双方的荷包缝合部 T1a、T2a 部位(图 26),使尖头部 34Aa 贯穿从而开口(肠道荷包缝合部烧灼阶段 13S)。

[0275] 这时,通过连接有具有套管针 34Ab 的尖头部 34Aa 的砧座轴 34A 进行转动,从而防止因向单极电极部 34c 通电单极电流导致的活体内荷包缝合部 T1a、T2a 部位的烧灼部的烧焦,从而顺利地进行烧灼。而且,荷包缝合部 T1a、T2a 部位被烧灼开口的砧座 3A 侧及头部 4A 侧开口部 T1b、T2b 处于被贯穿的尖头部 34Aa 引导而分别从被锁固部 35A 被砧座轴 34A、锁固部 54A 插通的状态。开口部 T1b、T2b 虽然在被烧灼止血的同时,被砧座轴 34A、锁固部 54A 在贴紧状态下插通,但是在通过内窥镜 600 的前端处置器(未图示),为了从肠道 T3 的外部以分别使被锁固部 35A 的前端侧的砧座轴 34、锁固调整管 53 插通开口部 T1b、T2b 而进行了位置调整的状态下(图 27),用线进行绑扎从而防止来自于肠道 T1、T2 内的异物漏出,而且,进一步提高在之后处置中的可靠性。

[0276] 而且,如图 27 所示,继续牵引引导电线 100 使尖头部 34Aa 离开砧座轴 34A 的后端部,并经由推管 7A 内向后端开口部 7Ae(图 5)外拉出已分离了的尖头部 34Aa(尖头部取出阶段 13aS)。另外,在该阶段 13aS 中,在基于图 31 的变形实施方式的圆形吻合装置的情况下,尖头部 34Aa 被引导电线 100 牵引从推管 7B 内经由引导管 56 内被拉出到后端开口部 56b 外。

[0277] 接着,在将离开头部 4A 以非稳定姿势(相对于头部 4A 处于倾斜状态)在肠道 T1

内漂浮的砧座部 3A 与头部 4A 再次连接时,首先,如图 28(或变形实施方式的图 31)所示,从操作部 6A 后端部的推管 7A 的后端开口部 7Ae(或在所述变形实施方式中,为引导管 56 的后端开口部 56b)将砧座部连接辅助器 55 插入到套管针状尖头部 55a 经由推管 7A 贯穿锁固部 54A 的分割捕捉部 54Ab 内(砧座部连接辅助器插入阶段 13bS)。

[0278] 接着,如图 28 所示,基于推管驱动电机的前进操作,使推管 7A 前进(这时,锁固部 54A 被扩径并处于最大打开状态),而且,与砧座部连接辅助器 55 同时缓缓地推压活体内插入主体 2A,并使砧座部连接辅助器 55 的套管针状尖头部 55a 抵接在砧座轴 34A 后端部的连接孔 34Ae 内(参照图 32)(砧座部连接辅助器·砧座轴抵接阶段 13cS)。这时,也可以从肠道 T 的外部通过内窥镜 600 及/或从肠道 T2 的内部通过胶囊内窥镜装置 150 一边观察,一边根据需要通过所述砧座姿势控制系统(图 32)适当调整砧座轴 34A 的倾斜角度。

[0279] 而且,如图 32 所示,通过所述砧座姿势控制系统,以将砧座部连接辅助器 55 的套管针状尖头部 55a 处于抵接在砧座轴 34A 后端部的尖头部连接孔 34Ae 内的状态下的套管针状尖头部 55a 作为基点(临时固定点),为了与来自该时刻的头部 4A 的 Y0、Z0 轴转动角度传感器 402、403 的角度数据大致一致而赋予砧座轴 34A 的目标角度,并自动控制砧座部 3A 的姿势(砧座部姿势控制阶段 14S)。

[0280] 在该砧座部姿势控制阶段 17S 中,也从肠道 T 的外部通过内窥镜 600 进行观察/确认,而且,还通过胶囊内窥镜装置 150 从肠道 T2 的内部进行观察/确认。

[0281] 通过所述砧座部姿势控制使砧座轴 34A 的主轴(X轴)芯和头部 4 的主轴(X0轴)芯大致一致后,如图 29 所示,将砧座部连接辅助器 55 的套管针状尖头部 55a 推压到砧座轴 34A 后端部的尖头部连接孔 34Ae 内,将活体内插入主体 2A 推压入砧座部 3A 侧,将砧座部连接辅助器 55 的套管针状尖头部 55a 插入到砧座轴 34A 后端部的尖头部连接孔 34Ae 内,而且,通过锁固调整管驱动电机的前进操作,使锁固调整管 53A 前进且使锁固部 54A 缩径并关闭,从而捕捉并卡合/锁固砧座轴 34A 的被锁固部 35A(砧座轴捕捉/锁固阶段 14aS)。

[0282] 在从肠道 T 的外部通过内窥镜 600 及/或从肠道 T2 的内部通过胶囊内窥镜装置 150 确认了所述砧座轴锁固状态后,使砧座部连接辅助器 55 向推管 7A 内后方后退,从而从推管 7A 的后端开口部 7Ae(或在所述变形实施方式中,为引导管 56 的后端开口部 56b)拔出砧座部连接辅助器 55(砧座部连接辅助器拔出阶段 14bS)。

[0283] 接着,如图 30 所示,一边保持所述砧座轴锁固状态,一边通过推管驱动电机及锁固调整管驱动电机的后退操作,使推管 7A 及锁固调整管 53A 同时后退到退避位置,从而使砧座部 3A 和头部 4A 面对面接近并处于连接状态(砧座部连接阶段 15S)。这时,砧座部 3A 与头部 4A 象图 8 所示的那样,具有与将砧座部 3A 侧的肠道 T1 及头部 4A 侧的肠道 T2 的肠道壁厚度相加后的值大致相等的规定间隙 E,并在重合并夹持双方的肠道 T1、T2 的状态下被连接。

[0284] 在该砧座部连接阶段 15S 中,也从肠道 T 的外部通过内窥镜 600 进行观察/确认,而且,还通过胶囊内窥镜装置 150 从肠道 T2 的内部进行观察/确认。

[0285] 之后,与实施例 1 同样,通过肠道切断端部吻合阶段 16S 已吻合了的砧座部 3 侧的肠道 T1 及头部 4 侧的肠道 T2 内连接恢复成连通状态并被修复,而且,经过圆形吻合装置取出阶段 17S,被切断且留在圆形切割器 45 内的荷包缝合部的开口部 T1b、T2b 侧肠道 T4、T5 与圆形吻合装置 1A 同时被取出到肛门 Ma 外。

[0286] 在这样的实施例 2 的 NOTES 用外科手术方法中,在砧座部 3A 与头部 4A 处于分离状态下,对切除了活体管 T 的病灶部 T3 的肠道 T1、T2 双方的切断端部进行荷包缝合,而且,在尖头部 34Aa 被取出到操作部 6A 后端外后,将砧座部 3A 与头部 4A 再次连接时,成为了从操作部 6A 的后端部插入的砧座部连接辅助器 55 的套管针状尖头部 55a 易于嵌入到砧座轴 34A 后端部的连接孔 34Ae 内的构成,因此,易于进行砧座部 3A 和头部 4A 的再次连接 / 锁固操作,并提高了可靠性。

[0287] 图 34 是表示实施例 2 的变形实施方式中的 NOTES 用外科手术系统中的砧座部辅助插入器 8 的主要构成概念,并与砧座部 3A 处于连接状态下的活体管 T 内插入过程中的纵截面图,图 35 是继图 34 之后、在砧座部 3A 和砧座部辅助插入器 8 处于分离状态下,由所述线性切断 / 缝合装置 500 切断及荷包缝合活体管 T 病灶部 T3 后的纵截面图。

[0288] 该变形实施方式的 NOTES 用外科手术系统还具有砧座部插入辅助器 8,该砧座部插入辅助器 8 由至少两端开放、可插通砧座轴 34A 的后端部及尖头部 34Aa 的长条可挠性中空管状体 8a 和中空管状体 8a 的后端部 8c 上所设置的把手部 8d 构成,该砧座部插入辅助器 8 在前端部 8b 中插入了砧座轴 34A 的后端部及尖头部 34Aa 的与砧座部 3A 处于连接状态下,被插入到活体管 T 内。

[0289] 由插通在中空管状体 8a 内的引导电线 100 牵引,已从砧座轴 34A 分离的尖头部 34Aa 经由中空管状体 8a 内从后端部 8c 被拉出。关于该砧座部插入辅助器 8 的作用,将在后面进行描述。

[0290] 接着,参照图 34 至图 36,对应用具有上述圆形吻合砧座轴 1A、砧座部插入辅助器 8 及线性切断 / 缝合装置 500 的变形实施方式的 NOTES 用外科手术系统,切除活体管例如肠道 T 的病灶部 T3 并吻合其活体管的切断端部双方彼此的 NOTES 用外科手术方法,进一步进行说明。

[0291] 图 36 是表示使用实施例 2 的变形实施方式的 NOTES 用外科手术系统的 NOTES 用外科手术方法的主要步骤的框图。

[0292] 如图 36 所示,该变形实施方式的 NOTES 用外科手术方法与所述实施例 2 的 NOTES 用外科手术方法(图 33)只在外部病灶部确认阶段 2S 后,先采用砧座部插入辅助器 8 这一点(阶段 11aS ~ 12cS)不同,其他的阶段 1S、2S、21S ~ 25S、13S ~ 17S 与所述实施例 2 完全相同。因此,下面,对与所述实施例 2 不同的阶段 11aS ~ 12cS 进行说明。

[0293] 在所述外部病灶部确认 2S 后,从中空管状体 8a 内的后端部 8c 插通引导电线 100,而且,在前端部 8b 中插入(嵌入)有砧座轴 34A 的后端部及尖头部 34Aa 而与砧座部 3A 处于连接状态(图 34)下,将砧座部插入辅助器 8 从作为人体 M 的自然开口部的例如肛门 Ma 插入到前端的砧座部 3A 充分通过肠道 T 内的病灶部 T3(砧座部 • • 砧座部插入辅助器插入阶段 11aS)。这时,与图 20 同样,砧座部 3A 插通到尖头部 34Aa 的套管针 34Ab 后端部的单极电极部 34c 通过了肠道病灶部 T3 的前端侧附近位置 C1 的肠道 T1 内(参照图 35)。

[0294] 接着,通过内窥镜 600 的未图示的前端处置器等保持插入到肠道 T1 内的砧座部 3A 以使其不发生位置偏离,通过缓缓地拉砧座部插入辅助器 8 使其后退,从而成为使砧座部 3A 脱离前端部 8b 并留在所述肠道 T1 内的状态,如图 35 所示,使辅助器 8 后退到前端部 8b 的前端面通过了肠道病灶部 T3 的后端侧附近位置 C2 的肠道 T2 内(砧座部分离阶段 12aS)。从肠道 T 的外部通过内窥镜 600 对该砧座部分离操作进行观察 / 确认。

[0295] 在通过内窥镜 600 确认了所述砧座部分离状态后,从内窥镜用腹腔 Mb 或 Md 通过套管 Mc 将线性切断 / 缝合装置 500 插入到所述肠道病灶部 T3 的附近,依次实施与所述实施例 2 同样的线性切断 / 缝合装置插入阶段 21S、肠道病灶部端部把持阶段 22S、肠道病灶部一端切断 / 封闭阶段 23S、肠道病灶部另一端切断 / 封闭阶段 24S、线性切断 / 缝合装置取出阶段 25S。通过这样,肠道病灶部 T3 在其两端附近位置 C1、C2 部位被切断的同时,与线性切断 / 缝合装置 500 同时被取出到内窥镜用腹腔 Mb 或 Md 外。

[0296] 接着,使砧座部插入辅助器 8 从被切除了肠道病灶部 T3 并被荷包吻合的肠道 T2 内后退并拔出肛门 Ma 外(砧座部插入辅助器拔出阶段 12bS)。该阶段中,是被荷包缝合的肠道 T1 内留有砧座部 3A 的状态。

[0297] 接着,将头部 4A 侧的活体内插入主体 2A 从肛门 Ma 插入到肠道 T2 内的荷包缝合部 T2a 部位,该头部 4A 侧的活体内插入主体 2A 从操作部 6A 后端部的推管 7A 的后端开口部 7Ae 在推管 7A 内插通有引导电线 100(头部侧活体内插入主体插入阶段 12cS)。在该阶段中,与实施例 2 的图 26 同样,砧座部 3A 侧的荷包缝合部 T1a 和头部 4A 侧的荷包缝合部 T2a 部处于相对状态。但是,实际上砧座部 3A 和头部 4A 的各主轴 X、X0 轴几乎不象图 26 所示的那样一致,而是处于偏离的状态。

[0298] 在此之后,依次实施与实施例 2 同样的肠道荷包缝合部烧灼阶段 13S、尖头部取出阶段 13aS、砧座部连接辅助器插入阶段 13bS、砧座部连接辅助器 · 砧座轴 34 抵接阶段 13cS、砧座部姿势控制阶段 14S、砧座轴捕捉 / 锁固阶段 14aS、砧座部连接辅助器拔出阶段 14bS、砧座部连接阶段 15S、肠道切断端部吻合阶段 16S、圆形吻合装置取出阶段 17S,被吻合的砧座部 3A 侧的肠道 T1 及头部 4A 侧的肠道 T2 内连接恢复成连通状态并被修复。

[0299] 在这样的实施例 2 的变形实施方式的 NOTES 用外科手术方法中,首先,在将砧座部 3A 与操作简单的砧座部插入辅助器 8 处于连接状态下,从生物的自然开口部插入到具有病灶部 T3 的活体管 T 内,使砧座部 3A 从砧座部插入辅助器 8 分离并留置,并在分别分离到活体管病灶部 T3 的前 / 后端部附近位置 C1、C2 部位的状态下,从内窥镜用活体腔部 Mb 或 Md 插入线性切断 / 缝合装置 500,在进行切除活体管 T 的病灶部 T3 的处置以后,从自然开口部拔出砧座部插入辅助器 8 后,将砧座部 3A 与在活体管 T 内所插入的活体内插入主体 2 的头部 4 再次连接 / 锁固,从而能够在活体管 T 内容易地进行该活体管 T1、T2 的切断端部双方彼此的吻合。

[0300] 如上所述,根据本发明的实施例 2,能够在圆形吻合装置 1A 的活体内插入主体 2A 从生物的自然开口部插入到具有病灶部 T3 的活体管 T 内、砧座部 3A 与头部 4A 分离直到活体管病灶部 T3 的前 / 后端部附近位置 C1、C2 部位的状态下,一边通过另外从活体 M 的内窥镜用活体腔部 Mb 或 Md 插入的线性切断 / 缝合装置 500 及与此同时另外从内窥镜用活体腔部 Md 或 Mb 插入的内窥镜 600 进行观察,一边在从活体管 T 外切断除去病灶部 T3 之后,通过圆形吻合装置 1A 从活体管 T 内半自动或自动地进行该活体管 T1、T2 的切断端部双方彼此的吻合,进一步提高上述操作的可靠性,因此,可以省去象现有那样大型的腹部切开的活体手术并降低手术时间及手术损伤,提供一种在手术的操作性及可靠性更加卓越的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统。

[0301] 另外,除上述的实施方式外,圆形吻合装置 1、1A 及线性切断 / 缝合装置 500 的各部件或机构的形状及构成等可以任意地变更。

[0302] 例如,图 37 是实施例 1 的另一变形实施方式的圆形吻合装置的头部 4D 与砧座部 3D 处于连接状态的纵截面图,关于与实施例 1 的头部 4 中的部件具有相同功能的部件,为了易于说明,即使形状一部分不同也标注了相同符号。

[0303] 该变形实施方式的头部 4D 与实施例 1 的头部 4 相比,在可卡合分离地锁固砧座轴 34 的被锁固部 35 的锁固部 54 与连接管 53 的前端部 53a 连接设置的这一点上不同。因此,与实施例 1 同样的连接管 53 由于后端部固定在未图示的操作部内,所以连接管 53 前端部 53a 的锁固部 54 也被限制了相对于头部 4D 向主轴(X0 轴)方向的相对移动。

[0304] 如图 37 所示,该变形实施方式的锁固部 54 设置为前端部配置到头部 4D 的前端部附近,与该锁固部 54 卡合锁固的被锁固部 35 配置在砧座 31 的后端部附近的砧座轴 34 上。

[0305] 在该变形实施方式中,在释放引导电线 100 的同时,使推管 7 前进并通过砧座轴 34 向前方推出砧座部 3D(这时,也可以同时使头部 4D 后退从而离开砧座部 3D),从而从头部 4D 解除锁固并分离。

[0306] 与此相反,在使推管 7 后退的同时,通过牵引引导电线 100,将砧座部 3D 拉向头部 4D 侧(这时,也可以同时向前方推压头部 4D 侧从而靠近砧座部 3D),通过与所述实施例 1 同样的砧座部姿势控制,在使砧座轴 34 的主轴(X 轴)芯和头部 4D 的主轴(X0 轴)芯大致一致的同时,使砧座轴 34 嵌合到推管 7 内,而且,使砧座轴 34 的被锁固部 35 与连接管 53 前端部 53a 的锁固部 54 卡合/锁固,从而进行砧座部 3D 和头部 4D 的再连接/上锁固。

[0307] 此外,图 38 是所述实施例 2 的另一变形实施方式的圆形吻合装置的处于锁固部 54B 打开状态下的头部 4E 的纵截面图,关于与实施例 2 的头部 4A(参照图 28)中的部件具有相同功能的部件,为了易于说明,即使形状一部分不同也标注了相同符号。

[0308] 也可以转换为所述实施例 2 的圆形吻合装置 1A 中的、在自由状态下,为了使分割捕捉部 54Ab 分别从轴中心向扩径方向较大地打开而弯曲并弹性支承该分割捕捉部 54Ab 的多个弹性支承部件 54Ac(参照图 28),如图 38(a)及图 38(b)所示,成为插入了如下的弹性部件 57 的轴支承构造的变形实施例:弹性部件 57 将被推管 7A 的前端部 7Aa 轴支承的多个由例如 Ti、SUS 等的高刚性金属材料构成的大致直线状的分割捕捉部支承部件 54Bc 向扩径方向施力。

[0309] 如图 38(b)所示,在该分割捕捉部支承部件 54Bc 的轴支承构造中,分割捕捉部支承部件 54Bc 所设置的托架后端部 54Bca 通过轴部件 56 旋转自如地轴支承在推管 7A 的前端部 7Aa 所突出设置的托架 7Aaa 上。而且,外嵌在轴部件 56 上的由扭簧构成的弹性部件 57 的一端部 57a 固定在推管 7A 的前端部 7Aa 上,另一端部 57b 固定在分割捕捉部支承部件 54Bc 上,从而通过该弹性部件 57 对在前端部连设有分割捕捉部 54Ab 的分割捕捉部支承部件 54Bc 沿扩径方向施力。

[0310] 根据这样的分割捕捉部支承部件 54Bc 的轴支承构造,通过锁固调整管 53B 的形成扩径状的前端部 53Ba 前进到分割捕捉部 54Ab 的后端部,如双点划线所示,从外侧按压分割捕捉部支承部件 54Bc 向缩径方向关闭分割捕捉部 54Ab,并通过锁固调整管 53B 的前端部 53Ba 从分割捕捉部支承部件 54Bc 进行后退,如图 38(a)所示,可容易地使分割捕捉部 54Ab 向扩径方向全打开。

[0311] 产业上的可利用性

[0312] 通过并用具有本发明的圆形吻合装置、线性切断/缝合装置 NOTES 用外科手术

系统及公知的腹腔镜,可实现省略象现有那样的大型腹部切开等的活体手术并降低手术时间及手术微创,在手术的操作性、可靠性以及经济性中都卓越的经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统,并能够对活体管外科手术领域的划时代的进步作出贡献。

[0313]	附图标记	
[0314]	1A	圆形吻合装置
[0315]	1S	内窥镜用腹腔手术施行阶段
[0316]	2、2A	活体管内插入主体
[0317]	2S	外部病灶部确认阶段
[0318]	3、3A、3D	砧座部
[0319]	4、4A、4B、4C、4D	头部
[0320]	5、5A、5B、5C	支承轴部
[0321]	6、6A、6B、6C	操作部
[0322]	7、7A、7B、7C	推管
[0323]	7a、7Aa、7Ba、7Ca	前端部
[0324]	7b	引导口部
[0325]	7Aaa	托架
[0326]	7Ab	后端附近部
[0327]	7Bc、7Cc	末端部件
[0328]	7Bd、7Cd、7Ae	后端开口部
[0329]	7Af、7Bf、	引导部
[0330]	8	砧座部插入辅助器
[0331]	8a	中空管状体
[0332]	8b	前端部
[0333]	8c	后端部
[0334]	8d	把持部
[0335]	10	吻合用纤维(装订钉)
[0336]	11S	圆形吻合装置插入阶段
[0337]	11aS	砧座部・砧座部插入辅助器插入阶段
[0338]		段
[0339]	12S、12aS	砧座部分离阶段
[0340]	12bS	砧座部插入辅助器拔出阶段
[0341]	12cS	头部侧活体管内插入主体插入阶段
[0342]	13S	肠道荷包缝合部烧灼阶段
[0343]	13aS	尖头部取出阶段
[0344]	13bS	砧座部连接辅助器插入阶段
[0345]	13cS	砧座部连接辅助器・砧座轴抵接阶段
[0346]	14S	砧座部姿势控制阶段
[0347]	14aS	砧座轴捕捉/锁固阶段
[0348]	14bS	砧座部连接辅助器拔出阶段

[0349]	15S	砧座部连接阶段
[0350]	16S	肠道切断端部吻合阶段
[0351]	17S	圆形吻合装置取出阶段
[0352]	21S	线性切断 / 缝合装置插入阶
[0353]	段	
[0354]	22S	肠道病灶部端部把持阶段
[0355]	23S	肠道病灶部一端切断 / 封闭阶
[0356]	段	
[0357]	24S	肠道病灶部另一端切断 / 封闭阶
[0358]		段
[0359]	25S	线性切断 / 缝合装置取出阶段
[0360]	30	砧座姿势控制机构
[0361]	31	砧座
[0362]	31a	槽部
[0363]	31b	纤维成形槽
[0364]	32	托架
[0365]	33	两轴摆动机构 (万向架)
[0366]	33a	第二框体
[0367]	33b	第三框体
[0368]	33c	砧座轴支承部
[0369]	33e	非干涉孔
[0370]	33f	第一框体
[0371]	34	砧座轴
[0372]	34a	绝缘体
[0373]	34Aa	尖头部
[0374]	34Ad	连接轴部
[0375]	34Ae	尖头部连接孔
[0376]	34b、34Ab	套管针
[0377]	34c	单极电极部
[0378]	35、35A	被锁固部
[0379]	35a、35Aa	花键槽
[0380]	35b、35Ab、54b	倾斜面
[0381]	36	前端罩
[0382]	37	衬里垫圈
[0383]	38	挠性盖
[0384]	41	头外筒
[0385]	41a、41b	托架
[0386]	41c、41d	执行元件安装孔
[0387]	42	纤维 / 切割器推出部件

[0388]	42a	后端面
[0389]	43	纤维推出销
[0390]	44	纤维盒
[0391]	44a	纤维收容槽
[0392]	45	圆形切割器
[0393]	47、67	推管驱动机构
[0394]	47a、48a、49a	(微直线执行元件)杆前端部
[0395]	48、66	纤维 / 切割器推出机构
[0396]	49、68	锁固调整管驱动机构
[0397]	51	外管
[0398]	52	驱动器管
[0399]	52a	外螺纹管
[0400]	52b	外螺纹
[0401]	53	连接管
[0402]	53a、53Aa、53Ba	前端部
[0403]	53A、53B、	锁固调整管
[0404]	53Ab	后端部
[0405]	53c、53Bc	末端部件
[0406]	53Bd	后端开口部
[0407]	54、54A、54B	锁固部
[0408]	54a、54Aa	花键齿
[0409]	54Ab	分割捕捉部
[0410]	54Ac	弹性支承部件
[0411]	54Bc	分割捕捉部支承部件
[0412]	54Bca	托架后端部
[0413]	55	砧座部连接辅助器
[0414]	55a	套管针状尖头部
[0415]	55b	轴部
[0416]	56	引导管
[0417]	56a	前端部
[0418]	56b	后端部
[0419]	57	弹性部件
[0420]	57a	一端部
[0421]	57b	另一端部
[0422]	58	轴部件
[0423]	61	操作部壳体
[0424]	61a	后端部
[0425]	61c	电机安装孔
[0426]	61d	指示器窗

[0427]	63	驱动轴
[0428]	63a	小齿轮
[0429]	64	推管驱动机构
[0430]	65	带外齿转动螺母
[0431]	65a	外齿
[0432]	65b	内螺纹
[0433]	65c	中空后半部
[0434]	67	推管驱动机构
[0435]	91	纤维 / 切割器驱动电机
[0436]	100	引导细线部件 (引导电线)
[0437]	110	卷绕装置
[0438]	140、140A	(无线) 操作单元
[0439]	150	胶囊内窥镜
[0440]	200	内窥镜
[0441]	300	Y 轴伺服电机
[0442]	301	Z 轴伺服电机
[0443]	302、412	电池
[0444]	303、403、410	无线发送接收器
[0445]	304、411	天线
[0446]	305	绕 Y 轴角度传感器
[0447]	306	绕 Z 轴角度传感器
[0448]	307	砧座轴转动电机 (转动单元)
[0449]	310	角度指令生成部
[0450]	311	角度检测部
[0451]	312	指令计算部
[0452]	320	驱动控制部
[0453]	321	Y 轴控制部
[0454]	322	Z 轴控制部
[0455]	401	绕 Y0 轴角度传感器
[0456]	402	绕 Z0 轴角度传感器
[0457]	500	切断 / 吻合装置
[0458]	501	主体
[0459]	502	操作部
[0460]	503	末端执行元件
[0461]	504	上颌
[0462]	505	下颌
[0463]	506	支承轴部
[0464]	507	颌开闭电机
[0465]	508	切断 / 吻合电机

[0466]	509	(无线)操作单元
[0467]	510	纤维盒
[0468]	511	缝合用纤维
[0469]	512	纤维收容槽
[0470]	520	切断/吻合驱动机构
[0471]	530	上颌开闭机构
[0472]	540	上颌主体
[0473]	541	槽部
[0474]	542、550a	燕尾型滑动槽
[0475]	543	齿条
[0476]	543a、554a	外螺纹
[0477]	544	纤维导槽
[0478]	544a	纤维成形槽
[0479]	550	下颌主体
[0480]	551	通道
[0481]	552	上部轴支承孔
[0482]	553	下部轴支承孔
[0483]	554	上颌开闭驱动轴
[0484]	554a	小齿轮
[0485]	555	切断/吻合驱动轴
[0486]	555a	前侧外螺纹
[0487]	555b	后侧外螺纹
[0488]	556	前侧纤维推出块
[0489]	556a、557a	倾斜面
[0490]	557	后侧纤维推出块
[0491]	557b	内螺纹
[0492]	558	(前侧)线性切割器
[0493]	558a、559a	凹状缺口部
[0494]	559	(后侧)线性切割器
[0495]	560、562	挠性驱动轴
[0496]	561、563	连接器
[0497]	C1	活体管(例如肠道)病灶部 T3 的前端侧附近位置
[0498]	C2	活体管(例如肠道)病灶部 T3 的后端侧附近位置
[0499]	M	生物(活体、例如人)
[0500]	Ma	自然开口部(例如,肛门、口等)
[0501]	Mb、Md	内窥镜用活体腔(腹腔)部
[0502]	Mc	套管
[0503]	T	活体管(例如,肠道等的消化道)
[0504]	T1	砧座部侧(口侧或前端侧)活体管(例如肠道)

- [0505] T1a、T2a (活体管(例如肠道)切断端的)荷包缝合部
- [0506] T1b、T2b (荷包缝合部的)烧灼开口部
- [0507] T2 头部侧(肛门侧或后端侧)活体管(例如肠道)
- [0508] T3 病灶部
- [0509] T4 (砧座部侧(口侧或前端侧)活体管(例如肠道)
- [0510] 的荷包缝合部 T1a 的部位)的)开口部 T1b 侧肠道
- [0511] T5 (头部侧(肛门侧或后端侧)活体管(例如肠道)
- [0512] 的荷包缝合部 T2a 的部位)的)开口部 T2b 侧肠道

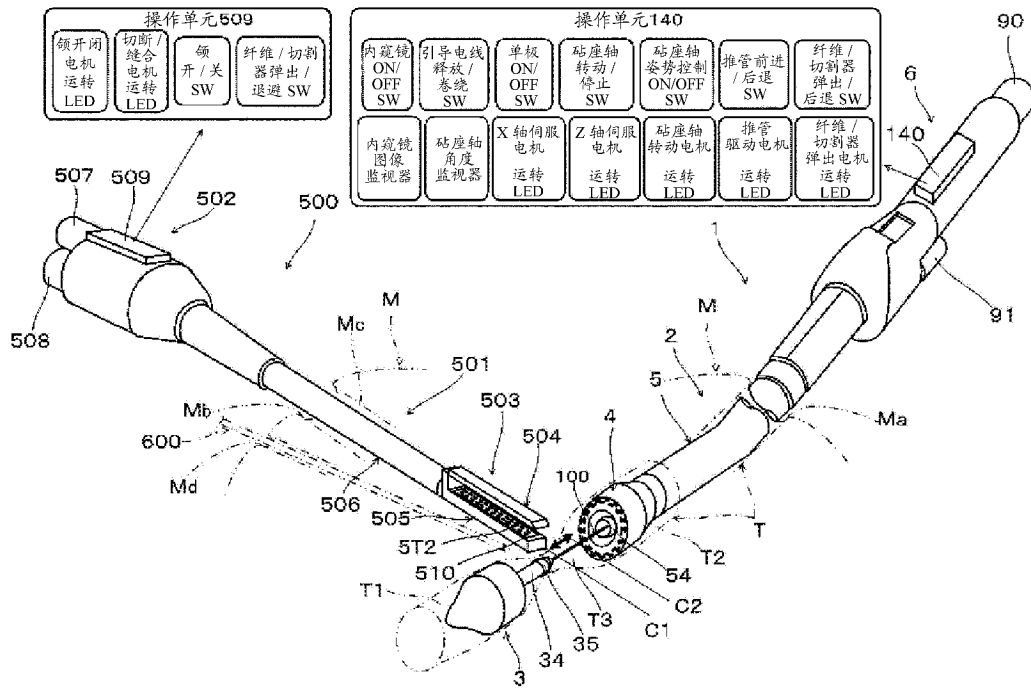


图 1

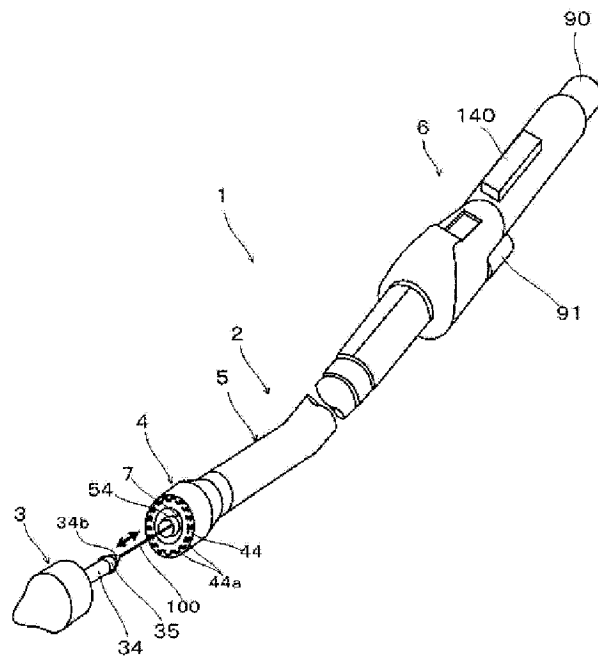


图 2

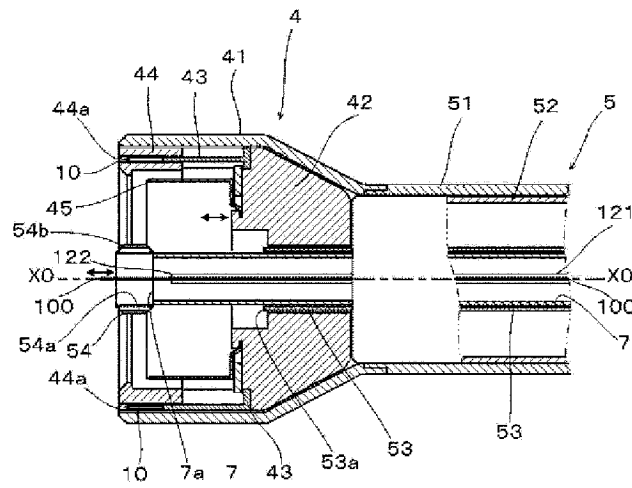
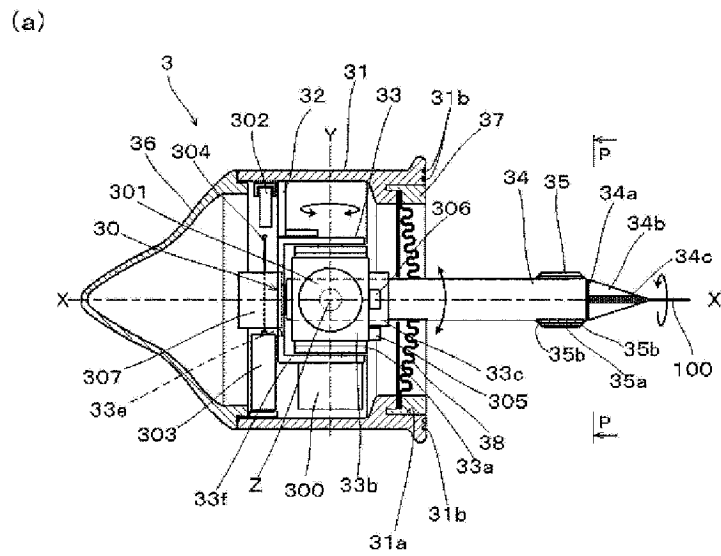


图 3



(b)

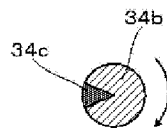


图 4

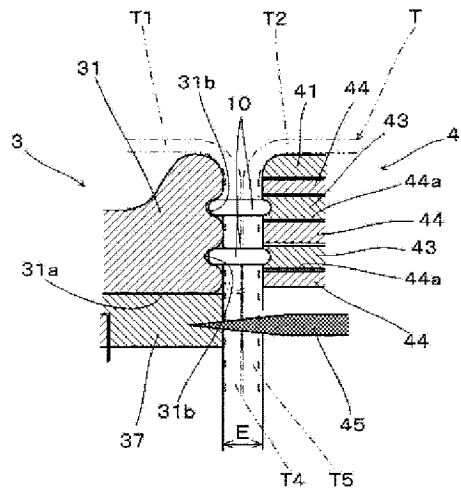
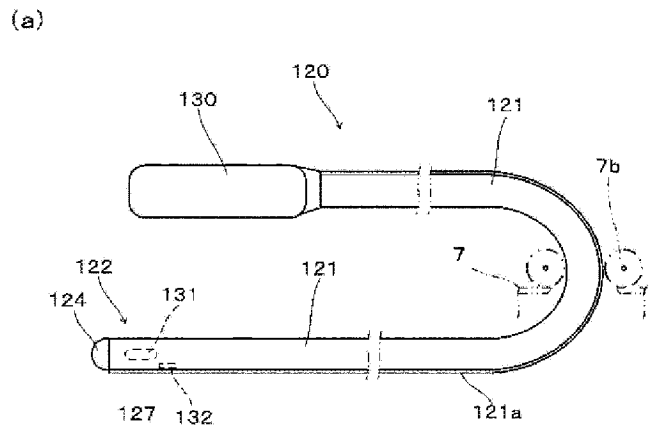


图 8



(b)

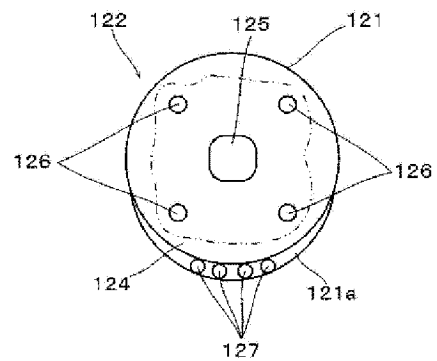


图 9

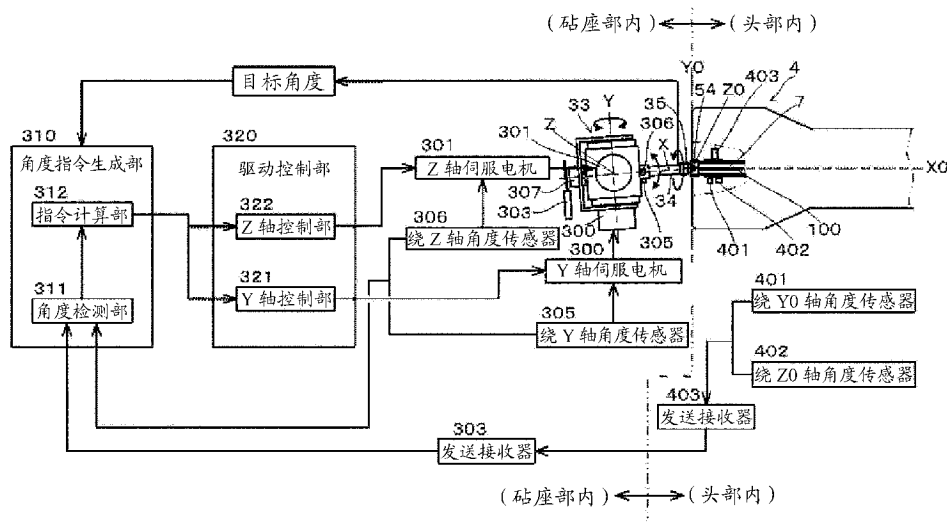


图 10

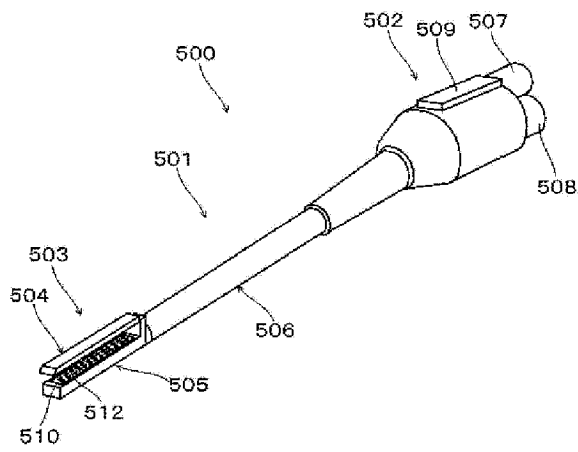


图 11

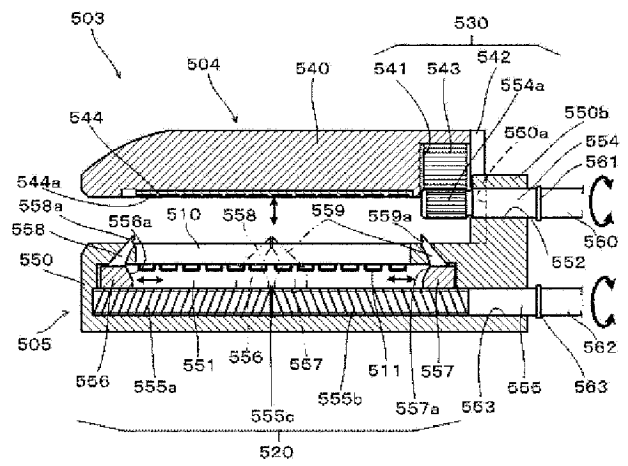
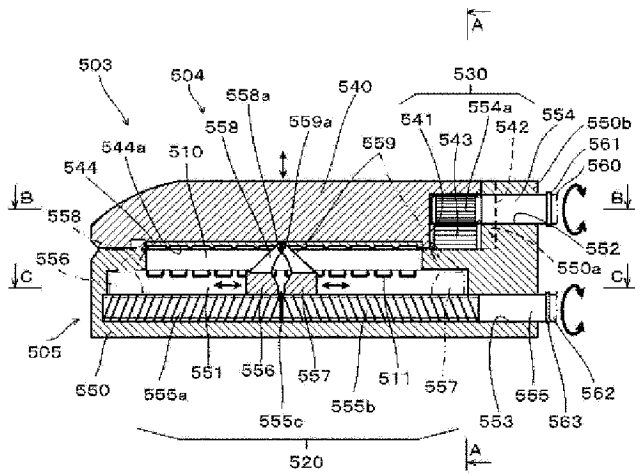


图 12



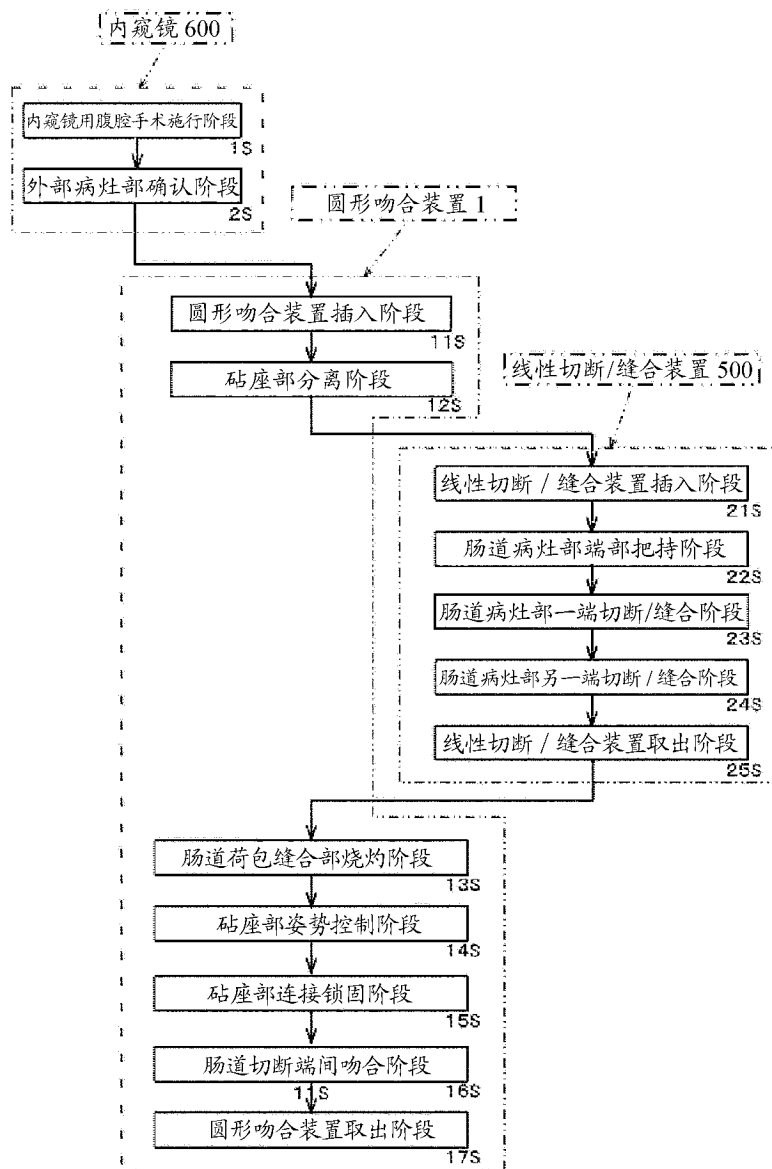


图 17

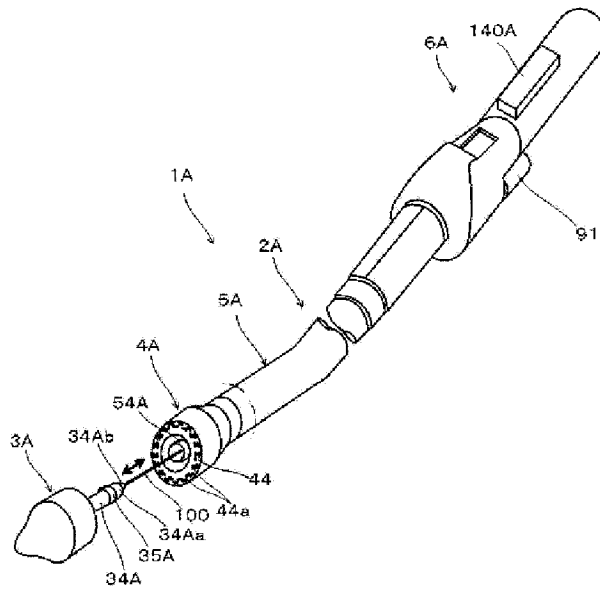


图 21

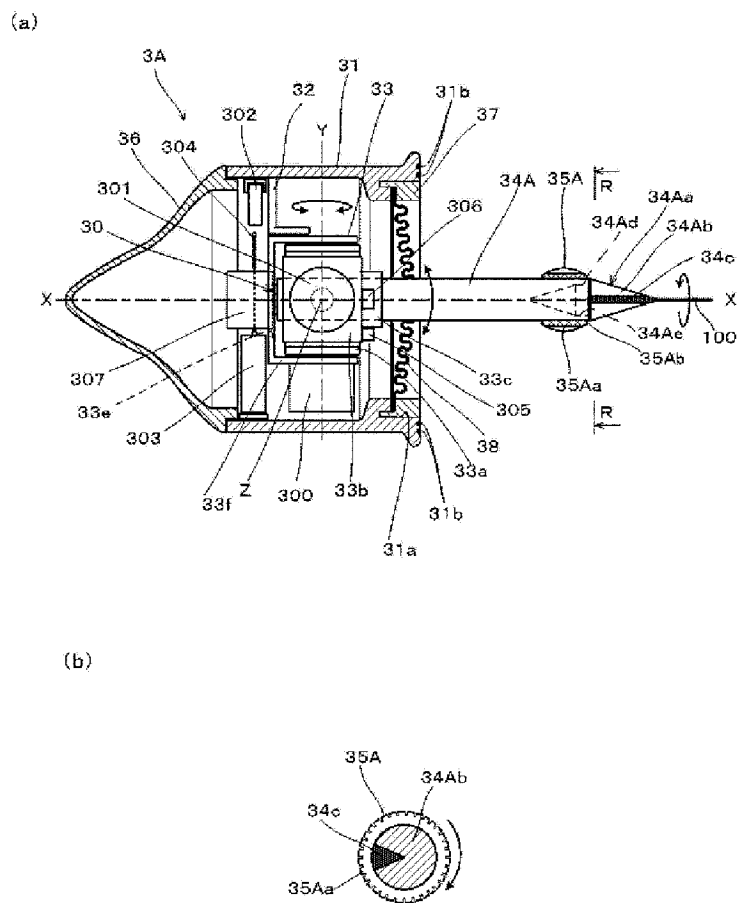
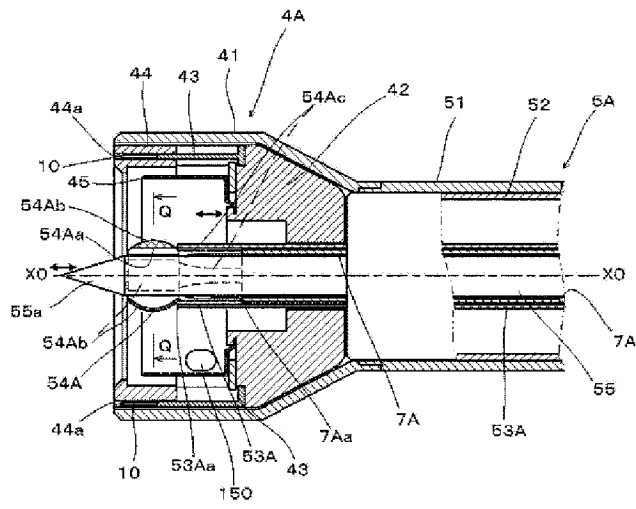


图 22

(a)



(b)

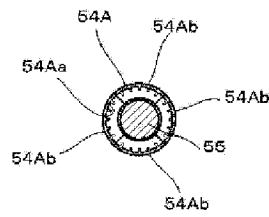


图 23

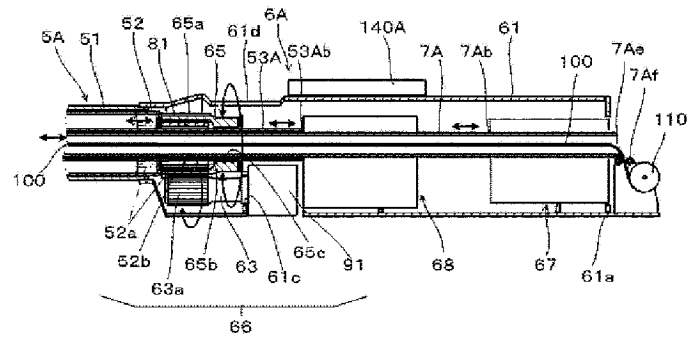


图 24

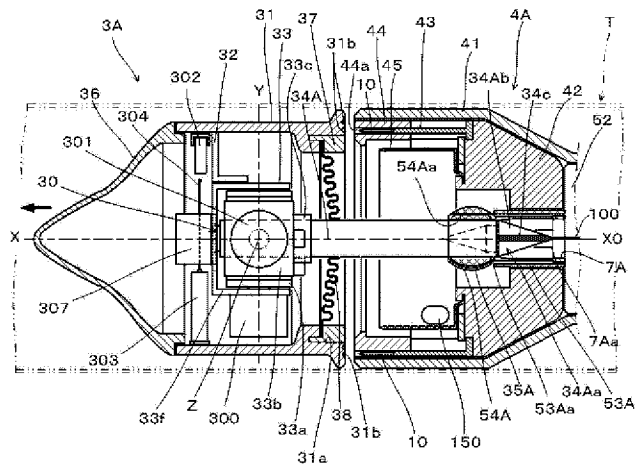


图 25

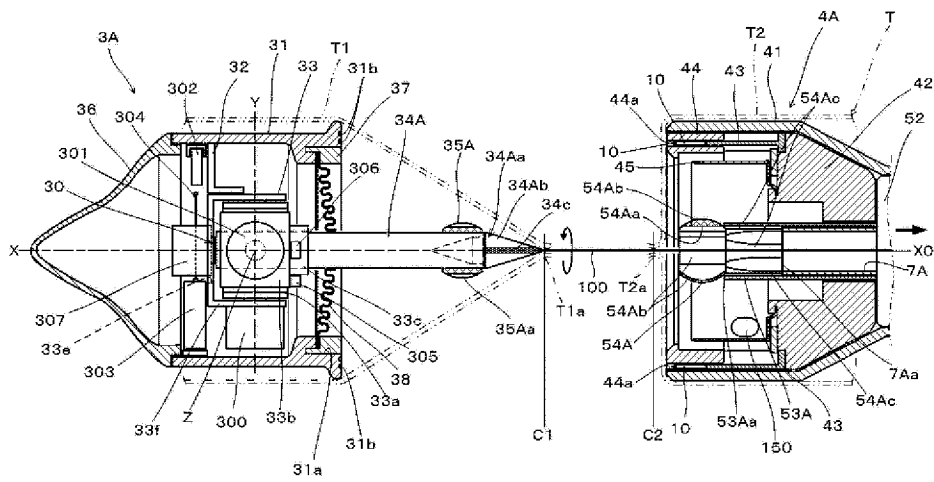


图 26

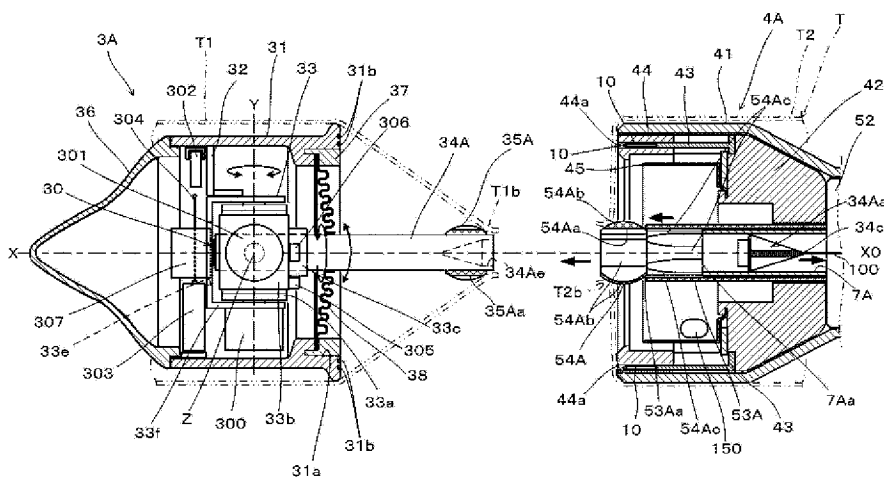


图 27

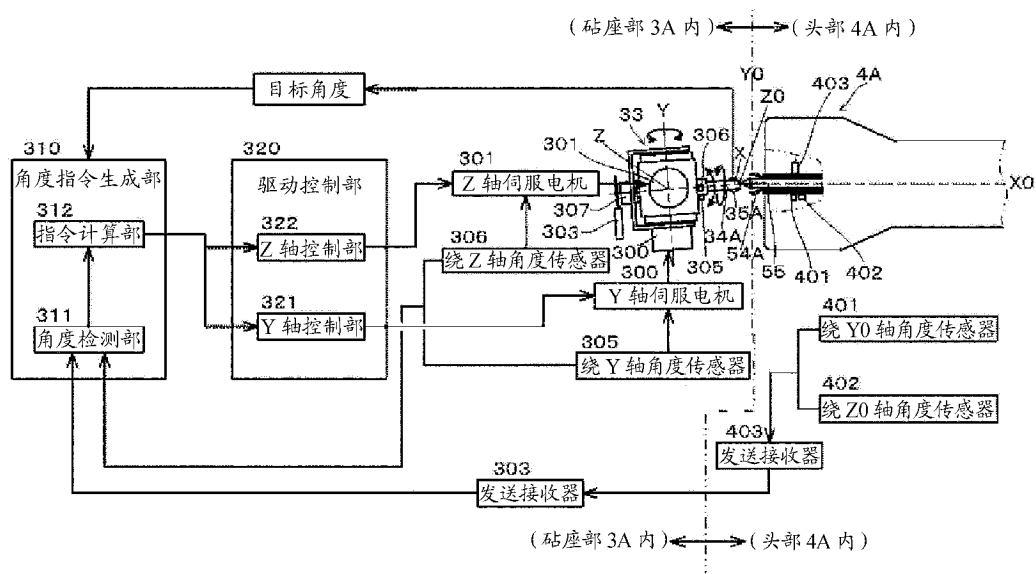


图 32

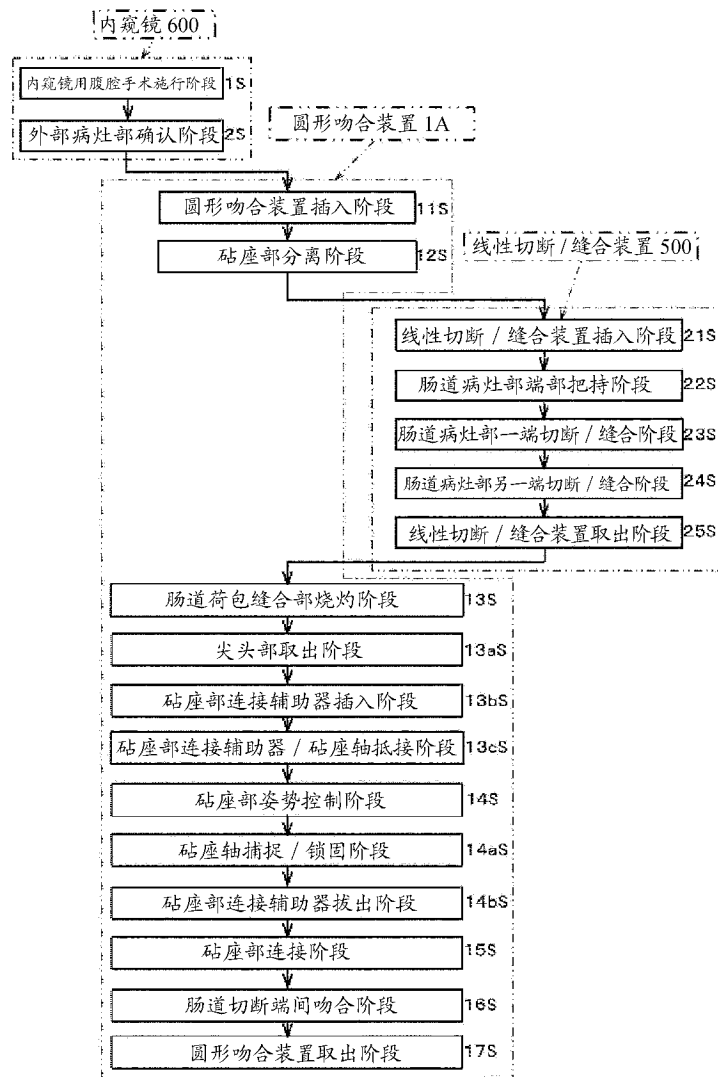


图 33

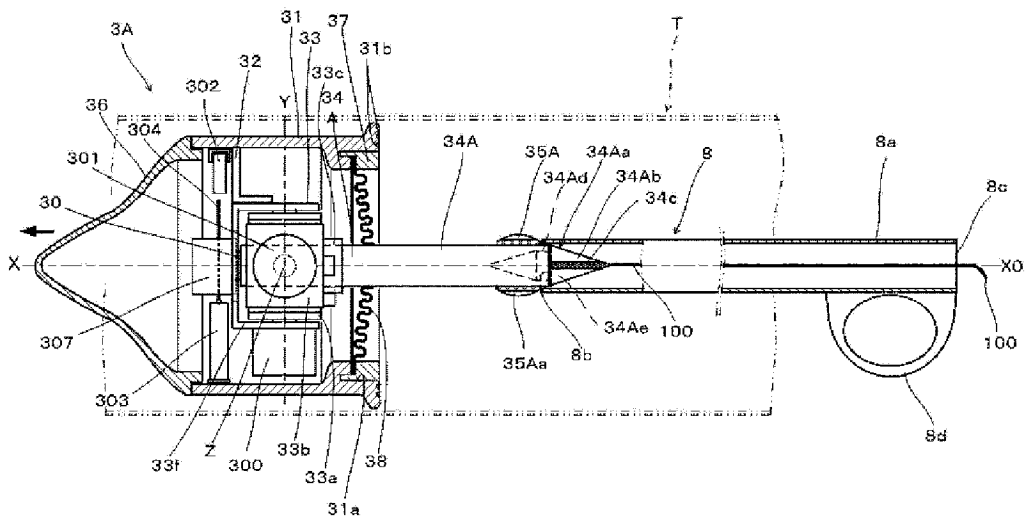


图 34

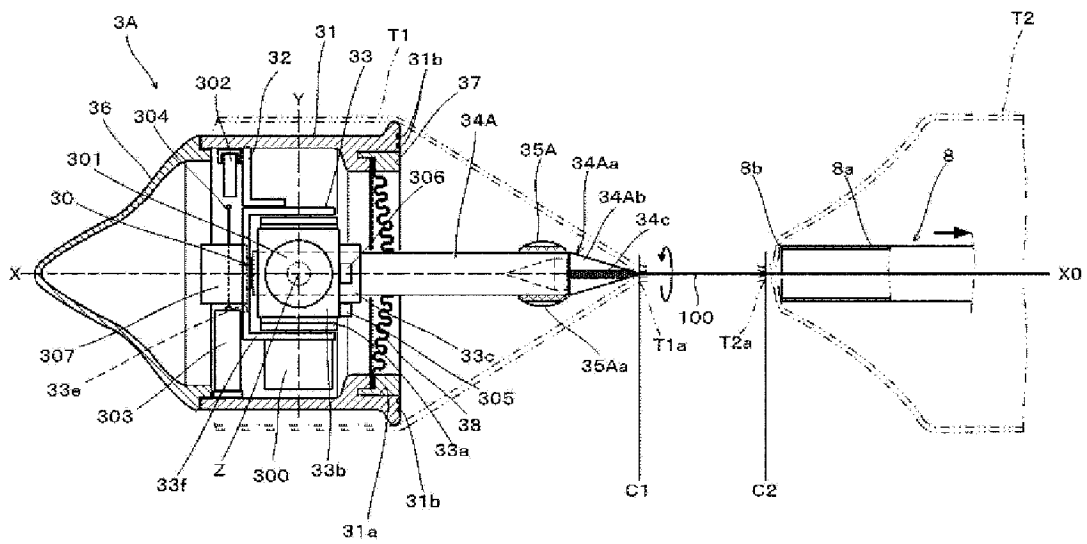


图 35

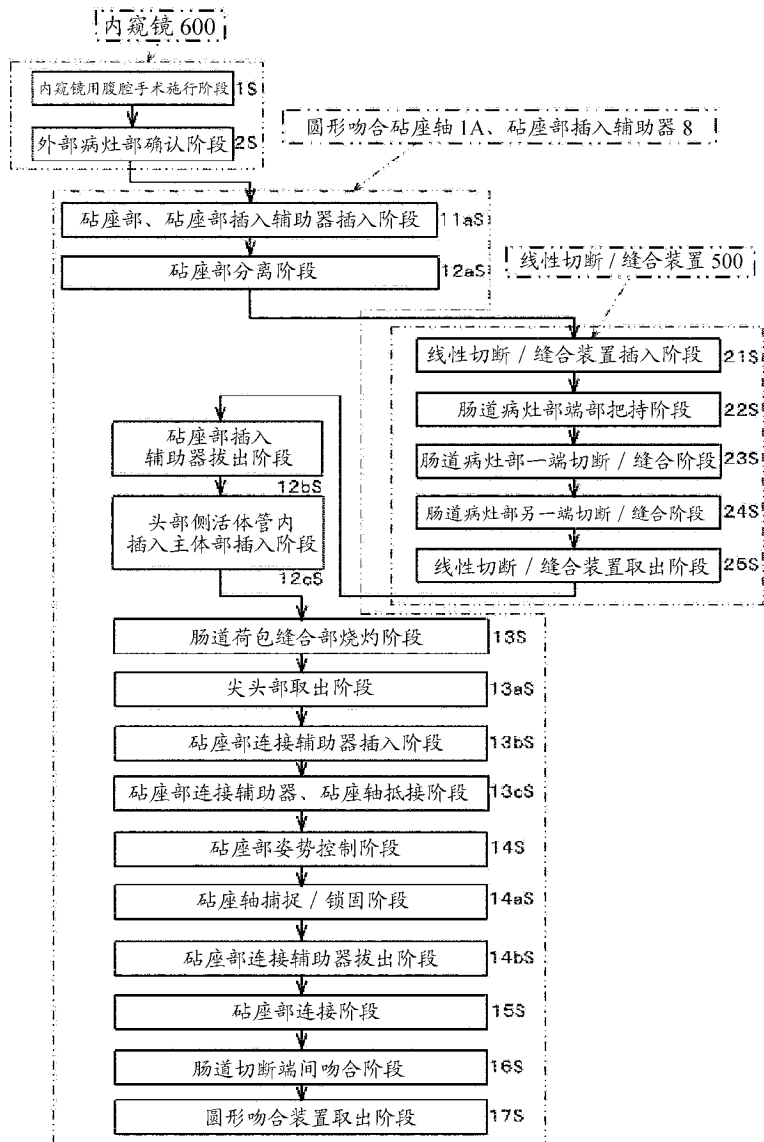


图 36

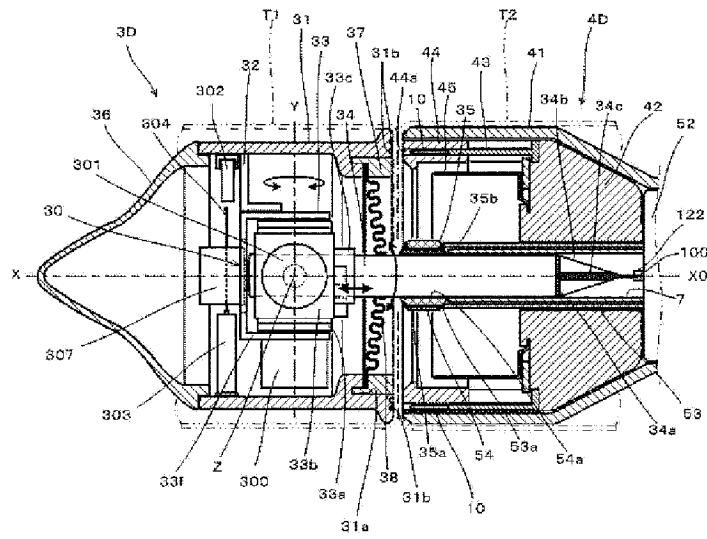
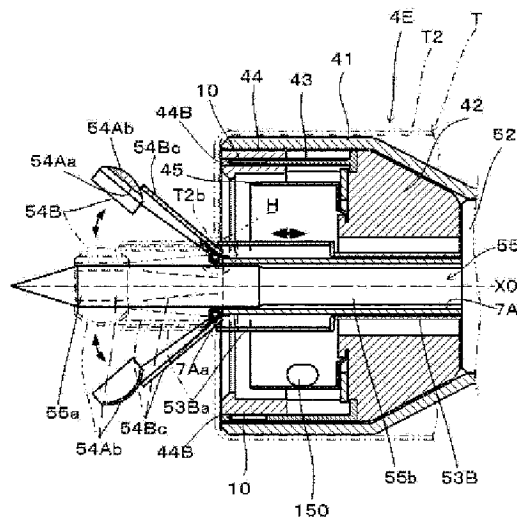


图 37

(a)



(b)

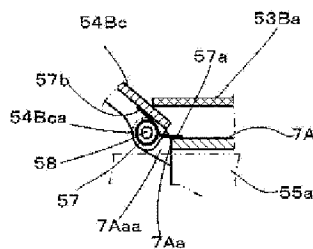


图 38

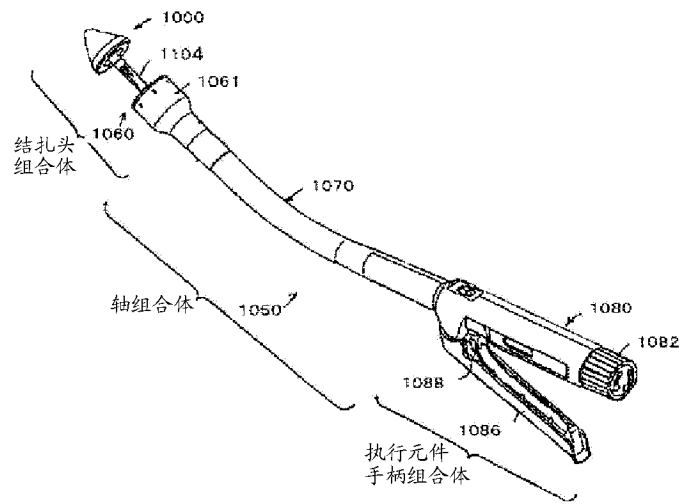


图 39

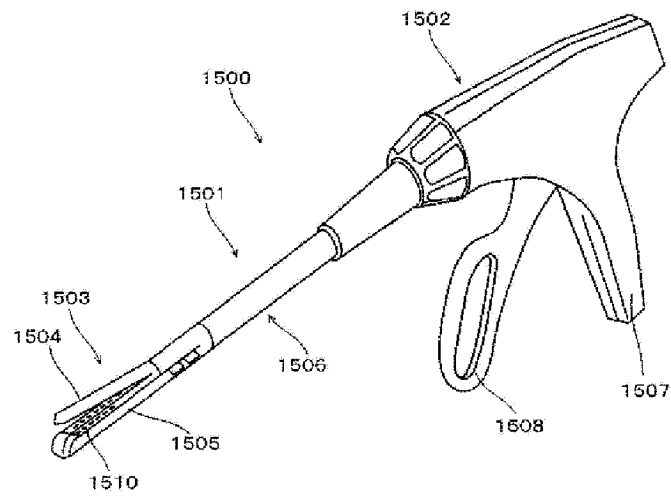


图 40

专利名称(译)	经自然腔道内窥镜手术(NOTES)用外科手术系统		
公开(公告)号	CN102014768B	公开(公告)日	2013-01-30
申请号	CN200980115603.3	申请日	2009-04-28
[标]申请(专利权)人(译)	忌吃医学院		
申请(专利权)人(译)	学校法人自治医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	学校法人自治医科大学		
[标]发明人	大平猛		
发明人	大平猛		
IPC分类号	A61B17/115 A61B17/072		
CPC分类号	A61B17/115 A61B17/07207		
代理人(译)	余刚		
优先权	2008119277 2008-04-30 JP		
其他公开文献	CN102014768A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了用于降低手术损伤的NOTES用外科手术系统。NOTES用外科手术系统包括圆形吻合装置(1)，该圆形吻合装置(1)将与引导电线(100)连接的砧座部(3)与活体内插入主体(2)连接，从自然开口部Ma插入到活体管T内，在通过从活体腔Mb插入的切断/缝合装置(500)的一对的线性切割器(558)、(559)，切除活体管的病灶部T3之后，吻合并修复切断端部彼此。

