

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103269649 A

(43) 申请公布日 2013. 08. 28

(21) 申请号 201180061781. X

地址 英国南德文郡

(22) 申请日 2011. 10. 24

(72) 发明人 M · J · R · 扬 C · J · 利佛尔

(30) 优先权数据

1017968. 7 2010. 10. 23 GB

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

1019794. 5 2010. 11. 22 GB

72002

1020672. 0 2010. 12. 06 GB

代理人 王琼

1102034. 4 2011. 02. 04 GB

(51) Int. Cl.

(85) PCT申请进入国家阶段日

A61B 17/29 (2006. 01)

2013. 06. 21

(86) PCT申请的申请数据

PCT/GB2011/001526 2011. 10. 24

(87) PCT申请的公布数据

W02012/052729 EN 2012. 04. 26

(71) 申请人 SRA 发展公司

权利要求书2页 说明书12页 附图17页

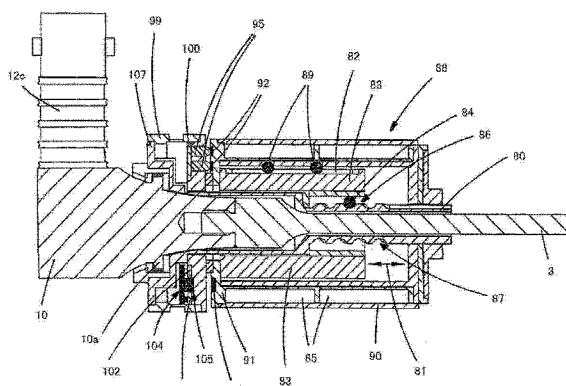
(54) 发明名称

用于腹腔镜的和开放外科手术的人机功效学

手持件

(57) 摘要

一种外科手术工具，具有细长轴(3)，所述细长轴(3)在它的远端部具有定向可操作元件(3e)，所述外科手术工具设有用于围绕所述轴(3)的纵向轴线旋转所述轴(3)和可操作元件(3e)的机构(88)。这使所述可操作元件(3e)不用使用者付出过多手运动地与组织的组成部分对齐。在优选方案中，所述机构(88)是用电力驱动的并且被调节以产生在选择的旋转位置之间的平滑的、受控制的、精确的运动。所述机构(88)可包括线性磁力型马达驱动装置(65、85)以沿着所述工具纵向地移动驱动元件(63、83)。这个驱动元件(63、83)与驱动轴(60、80)上的螺旋形造型(67、87)接合，使得所述驱动元件(63、83)的纵向运动转换成所述驱动轴(60、80)的和驱动轴(60、80)安装于其上的所述轴(3)及可操作元件(3e)的旋转运动。



1. 一种外科手术工具,包括细长构件,其在它的远端部邻近设有限定操作平面的效应器装置;可操纵的手持件装置,其配置在所述细长构件的近端部邻近;和旋转机构,其适用于可控制地围绕所述细长构件的纵向轴线一起旋转所述细长构件和效应器装置以便使所述效应器装置的操作平面对齐所需要的方向,其中,所述旋转机构包括至少两个可相对于彼此共同可操作地移动的元件。

2. 根据权利要求1所述的外科手术工具,其特征在于,所述旋转机构包括齿轮传动机构。

3. 根据权利要求1或2所述的外科手术工具,其特征在于,所述旋转机构包括电磁驱动机构。

4. 根据前述任一项权利要求所述的外科手术工具,其特征在于,所述旋转机构包括设有手可操作的激活装置的机动的旋转机构。

5. 根据权利要求4所述的外科手术工具,其特征在于,所述手可操作的激活装置可使用保持所述手持件装置的手的手指操作。

6. 根据权利要求5所述的外科手术工具,其特征在于,所述手可操作的激活装置可用指尖压力操作。

7. 根据权利要求4至6中任一项所述的外科手术工具,其特征在于,所述旋转机构包括第一和第二所述手可操作的激活装置,所述第一和第二手可操作的激活装置的操作引起在相反意义上的旋转。

8. 如前述任一项权利要求所述的外科手术工具,其特征在于,所述细长构件包括细长的能量传输构件,能量可通过所述细长的能量传输构件传输以激活所述效应器装置。

9. 根据权利要求8所述的外科手术工具,其特征在于,所述工具适用于通过超声波振动来激活,并且所述细长的能量传输构件包括适用于传输超声波的细长的波导管装置。

10. 根据权利要求9所述的外科手术工具,其特征在于,所述外科手术工具还包括超声波振动源。

11. 根据权利要求1至7中任一项所述的外科手术工具,其特征在于,所述细长构件包括用于可机械操作或电动操作的效应器装置的细长支撑构件。

12. 根据前述任一项权利要求所述的外科手术工具,其特征在于,所述细长构件包括细长的光学传输元件,它的效应器装置包括定向观察元件。

13. 根据前述任一项权利要求所述的外科手术工具,其特征在于,所述外科手术工具包括用于所述效应器装置的操作机构,所述操作机构在所述手持件装置和效应器装置之间延伸。

14. 根据前述任一项权利要求所述的外科手术工具,其特征在于,所述旋转装置包括可纵向移位的驱动元件,所述可纵向移位的驱动元件与可旋转的被驱动元件通过螺旋对称的接合装置可操作地接合。

15. 根据权利要求14所述的外科手术工具,其特征在于,所述螺旋对称的接合装置包括从所述驱动和被驱动元件中的第一个突出且被接收在所述驱动和被驱动元件中的第二个的螺旋形延伸的切口结构中的本体。

16. 根据权利要求14或15所述的外科手术工具,其特征在于,所述外科手术工具包括线性驱动装置,其适用于可操作地移位所述纵向可移位的驱动元件,所述线性驱动装置任

选地包括线性电磁型马达装置。

17. 根据权利要求 16 所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述线性电磁型马达装置包括电磁装置和永磁装置, 其中, 所述电磁装置固定地安装到所述外科手术工具的手持件装置, 所述永磁装置安装到所述驱动元件以使所述电磁装置的激活驱使所述驱动元件纵向地移动所述工具。

18. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述旋转机构包括永磁装置和可选地可通电的电磁装置, 所述永磁装置和可选地可通电的电磁装置安装成使得向所述电磁装置通电而驱使所述永磁装置和电磁装置相对于彼此旋转。

19. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述旋转机构包括可驱动的第一齿轮装置, 其与被驱动的第二齿轮装置可操作地啮合。

20. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述旋转装置包括可纵向地手动移位的第一连接元件, 其与可旋转的本体上的螺旋形的第二连接元件接合。

21. 根据权利要求 1 至 13 中任一项所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述旋转装置作用在所述细长的能量传输构件安装于其上的、所述外科手术工具的能量产生装置上或者能量转换装置上。

22. 根据前述任一项权利要求所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述外科手术工具包括用于探测所述细长构件和效应器装置的旋转位置的装置。

23. 根据权利要求 22 所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述用于探测所述细长构件和效应器装置的旋转位置的装置包括产生与所述旋转位置成比例的电信号的电位计装置。

24. 根据权利要求 22 或 23 所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述外科手术工具包括用于管理所述细长构件和效应器装置的旋转运动的装置。

25. 根据权利要求 24 所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述用于管理所述细长构件和效应器装置的旋转运动的装置包括所述用于探测所述细长构件和效应器装置的旋转位置的装置或者可操作地连接到所述用于探测所述细长构件和效应器装置的旋转位置的装置。

26. 根据权利要求 24 或 25 所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述用于旋转运动的装置适用于基于至少所述细长构件和效应器装置的当前旋转位置和使用者选择的目标旋转位置, 任选地持续地, 调节所述细长构件和效应器装置的旋转速度。

27. 根据权利要求 24 至 26 中任一项所述的外科手术工具, 其特征在于, 所述用于管理旋转运动的装置借助于脉冲宽度调制信号向所述旋转机构提供电能。

## 用于腹腔镜的和开放外科手术的人机功效学手持件

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种外科手术工具及用于它的操作的机构。更特别地但不排除它地，本发明涉及这样一种具有改进的容易手动控制的工具。

### 背景技术

[0002] 在过去的 20 年来，人们对开发允许以可预见结果地执行复杂手术的专门外科器械倾注了很多努力。（例如，参见美国专利 No. US6, 887, 252 ;US6, 056, 735 ;US6, 063, 050 和 US6, 468, 286）。许多这些设备设计成操纵和解剖生物组织。这些设备可以手动操作的或者备选地，可集成到设计成递送具有显著止血的提高的组织切除性能的机动元件：参见例如美国专利 No. US5, 938, 633 ;US5, 322, 055 和 US6, 352, 532。超声波和 RF 电流常用于向这些器械供给能量。以上器械还体现了与提供核心外科手术需求的基本手用器械相关的人机工效学特性。

[0003] 回顾关于普通外科领域的现代临床趋势表明部分微创手术方面的专科医生期待未来提供的任何器械将集成显著地提高的手持件设计，以便能够使外科医生不感到疲劳地成功地承担长时间的、复杂精细的手术，这可能使外科手术结果得到折中。

[0004] 过去试图提供解决用于控制切割平面方向的要求的相关功能，与精确的组织瞄准相结合。这些都受到不充分的机械设计的限制，对外科医生自由操作的能力施加了物理约束。例如提出如下的机构：通过利用外科医生的指尖推动，外科手术工具的切割平面旋转。精确控制是很困难的，甚至最灵巧的外科医生发现在某种意义上，他们能够旋转所述切割平面，但是在另一种意义上，不能把它旋回。

### 发明内容

[0005] 因此，本发明的目的是提供一种外科手术工具和用于具有提高的人机工效学特性的外科手术工具的机构，其消除了以上问题并且有助于以上外科手术要求。

[0006] 在本发明的第一方面，对控制外科手术工具的切割 / 凝结平面相对于手动保持器械手柄的方向的装置付出了特别的关注。

[0007] 根据本发明的第一方面，提供了一种外科手术工具，其包括细长构件，所述细长构件在它的远端部邻近设有限定操作平面的效应器装置；操纵手持件装置，其配置在所述细长构件的近端部邻近；和旋转机构，其适用于围绕所述细长构件的纵向轴线一起可控制地旋转所述细长构件和效应器装置以便使所述效应器装置的所述操作平面对齐所需要的方向。

[0008] 优选地，所述旋转机构包括齿轮传动机构。

[0009] 优选地，所述旋转机构包括磁力驱动机构。

[0010] 优选地，所述旋转机构包括机动的旋转机构，其可操作地连接到手可操作的激活装置。

[0011] 所述手可操作的激活装置可使用保持所述手持件装置的手的手指操作。

- [0012] 所述手可操作的激活装置可通过指尖压力进行操作。
- [0013] 所述手可操作的激活装置可通过指尖接触进行操作。
- [0014] 有利地,所述旋转机构包括第一和第二手可操作的激活装置,每个手可操作的激活装置的操作产生相反意义上的旋转。
- [0015] 优选地,所述细长构件包括细长的能量传输构件,能量可通过所述细长的能量传输构件传输以激活所述效应器装置。
- [0016] 有利地,所述外科手术工具适用于通过超声波振动进行激活。
- [0017] 所述细长的能量传输构件则可包括适用于传输超声波的细长的波导管装置。
- [0018] 所述外科手术工具还有利地包括超声波振动源。
- [0019] 所述超声波振动源可包括扭振形式的超声波振动、纵向振动模式的超声波振动、弯曲振动形式的超声波振动中的任意一种超声波振动源,和所述形式的超声波的任意两种或更多种的组合。
- [0020] 所述超声波振动源可包括增强传声筒,所述能量传输构件安装在所述增强传声筒上并且所述增强传声筒还可任选地用作转换型传声筒 (horn) 以产生需要的振动形式。
- [0021] 所述工具的手持件装置可包含超声生成器装置,其可操作地联结到所述波导管装置的近端部。
- [0022] 备选地,所述外科手术工具的细长构件可包括用于可机械操作或可电动操作的效应器装置的细长支撑构件。
- [0023] 所述细长构件可附加地或备选地包括细长的光学传输元件,它的效应器装置包括定向观察元件,例如腹腔镜的定向观察元件。
- [0024] 优选地,所述外科手术工具包括用于效应器装置的操作机构,其在所述手持件装置和效应器装置之间可操作地延伸。
- [0025] 所述效应器装置可包括由所述操作装置控制的机构以在所述操作平面中移动。
- [0026] 所述机构可包括适用于抓住组织的组成部分的夹持装置。
- [0027] 所述夹持装置可包括可由所述操作装置移动的卡爪构件。
- [0028] 所述夹持装置可适用于将组织的组成部分保持到所述效应器装置以使得所述效应器装置可作用在其上。
- [0029] 所述效应器装置可将能量从所述能量传输构件传输到邻近它的组织。
- [0030] 优选地,所述操作装置包括围绕所述细长构件同轴地延伸的套袖装置。
- [0031] 有利地,所述套袖装置相对于所述细长构件可旋转地移位。
- [0032] 备选地或附加地,所述套袖装置相对于所述细长构件可纵向移位。
- [0033] 在第一实施方式中,所述旋转机构包括永磁装置和可选择地通电的电磁装置,所述永磁装置和电磁装置安装成使得向所述电磁装置通电而驱使所述永磁装置和电磁装置相对于彼此旋转。
- [0034] 所述永磁装置可安装到所述手持件装置和所述细长构件中的第一个并且所述电磁装置可连接到所述手持件装置和细长构件中的第二个。
- [0035] 所述永磁装置可安装到所述手持件装置并且所述电磁装置可安装到所述细长构件,使得向所述电磁装置通电引起所述细长构件相对于所述手持件装置旋转。
- [0036] 在备选实施方式中,所述旋转机构包括直接驱动所述旋转的装置。

[0037] 在第二实施方式中,所述旋转机构包括可驱动的第一齿轮装置,其可操作地与被驱动的第二齿轮装置啮合。

[0038] 有利地,所述可驱动的第一齿轮装置安装到所述手持件装置并且所述被驱动的第二齿轮装置安装到所述细长构件。

[0039] 所述第一齿轮装置可由可选地可操作的马达装置驱动。

[0040] 在第三实施方式中,所述旋转装置包括纵向可移位的第一连接元件,其与可旋转本体上的螺旋形的第二连接元件接合。

[0041] 有利地,所述第一连接元件安装到所述手持件装置并且所述可旋转的本体包括所述细长构件。

[0042] 所述第一连接元件可包括销装置,任选地,被保持在螺旋槽装置中,所述螺旋槽装置包括所述第二连接元件。

[0043] 在第四实施方式中,所述旋转装置作用在所述外科手术工具的能量产生装置上或者能量转换装置上,所述细长的能量传输构件安装到所述外科手术工具的能量产生装置或能量转换装置上。

[0044] 优选地,能量产生或转换装置的一部分还包括所述旋转装置的一部分。

[0045] 在第五实施方式中,所述旋转装置包括可纵向移位的驱动元件,其通过螺旋对称的接合装置,可操作地与可旋转的被驱动元件接合。

[0046] 优选地,所述螺旋对称的接合装置包括从所述驱动和被驱动元件中的第一个突出且接收在所述驱动和被驱动元件中的第二个的螺旋形延伸的切口结构中的本体。

[0047] 备选地,所述螺旋对称的接合装置可包括螺旋形延伸的肋装置,其从所述驱动和被驱动元件中的第一个突出且接收在所述驱动和被驱动元件中第二个的槽结构内。

[0048] 所述突出的本体优选包括球装置,任选地可自由旋转地保持到所述驱动和被驱动元件的所述第一个。

[0049] 有利地,所述突出的本体安装到所述驱动元件并且所述螺旋形延伸的切口结构定位在所述被驱动元件上。

[0050] 优选地,所述外科手术工具包括适用于可控制地移位所述驱动元件的线性驱动装置。

[0051] 所述线性驱动装置可包括线性电磁型马达装置。

[0052] 所述线性电磁型马达装置可包括固定地安装到所述外科手术工具的手持件装置的电磁装置和安装到所述驱动元件以使所述电磁装置的激活驱使所述驱动元件以纵向移位所述工具的永磁装置。

[0053] 所述被驱动元件优选固定地安装到所述外科手术工具的能量产生装置上,任选地安装到它的能量转换装置上。

[0054] 所述细长构件则可包括细长的能量传输构件,其安装到所述能量产生装置上,任选地安装到它的能量转换装置上。

[0055] 所述能量产生装置可包括超声波振动源,并且所述能量转换装置则可包括超声波增强/转换传声筒。

[0056] 所述被驱动元件优选包括所述能量产生装置和它的能量转换装置中的一个的整体部分。

[0057] 所述被驱动元件有利地连结到所述能量产生装置和它的能量转换装置中邻近其内的振荡的波节平面的一个。

[0058] 所述振荡可包括超声波振动。

[0059] 优选地,任意上述实施方式的外科手术工具设有用于探测所述细长构件和效应器装置的旋转位置的装置。

[0060] 有利地,所述用于探测旋转位置的装置包括电位计装置,藉此旋转位置转换成电信号。

[0061] 优选地,所述外科手术工具包括用于管理所述细长构件和效应器装置的旋转运动的装置。

[0062] 所述用于管理所述细长构件和效应器装置的旋转运动的装置可包括用于探测其旋转位置的装置。

[0063] 所述用于管理旋转运动的装置可适用于基于所述细长构件和效应器装置的当前旋转位置和使用者输入的目标旋转位置,任选地持续地,选择所述细长构件和效应器装置的速度。

[0064] 所述用于管理旋转运动的装置可调节供给到所述旋转机构的电能以便产生选择的旋转速度,任选地借助脉冲宽度调制信号。

[0065] 根据本发明的第二方面,提供一种用于外科手术工具的手持件,其包括可安装到细长构件的近端部的可操纵的手持件装置,在邻近所述细长构件的远端部具有限定操作平面的效应器装置;和旋转机构,其适用于可控制地围绕所述细长构件的纵向轴线一起旋转这种细长构件和效应器装置,以便将所述效应器装置的操作平面对齐需要的方向。

## 附图说明

[0066] 通过实例和参照附图更特别地描述本发明的实施方式,在附图中:

[0067] 图 1a 示意性地示出体现本发明的可超声波激活的外科手术工具的第一手持件的部件的分解透视图,包括它的声系统的并置元件的横截面;

[0068] 图 1b 是图 1a 的手持件的横截面平面图,示出所述声元件;

[0069] 图 1c 是图 1a 的手持件的横截面侧视图,示出所述声元件;

[0070] 图 1d 示出图 1b 和 1c 中所示的声元件的振动位移特性曲线;

[0071] 图 2 是图 1a 中所示手持件的侧视图;

[0072] 图 3a 示意性地示出体现本发明的可超声波激活的外科手术工具的第二手持件的部件的分解透视图,包括它的声系统的并置元件的横截面;

[0073] 图 3b 是图 3a 的手持件的横截面侧视图,示出所述声元件;

[0074] 图 4a 示意性地示出体现本发明的可超声波激活的外科手术工具的第三手持件的部件的分解透视图,包括它的声系统的并置元件的横截面;

[0075] 图 4b 是图 4a 的手持件的横截面侧视图,示出所述声元件;

[0076] 图 5 是体现本发明的可超声波激活的外科手术工具的第四手持件的示意性横截面侧视图;

[0077] 图 6 示意性地示出体现本发明的可超声波激活的外科手术工具的第五手持件的部件的分解透视图;

- [0078] 图 7 是图 6 的组装的手持件部件的横截面侧视图；
- [0079] 图 8 是体现本发明的可超声波激活的外科手术工具的第六、优选的手持件的操作机构的横截面侧视图；
- [0080] 图 9 是从图 8 中所示的操作机构的第一方向观察的分解透视图；
- [0081] 图 10 是从图 8 中所示的操作机构的第二方向观察的分解透视图；和
- [0082] 图 11a 至 11d 是图 8 中所示操作机构的控制方法的部分示意性流程图。

## 具体实施方式

[0083] 现在参照附图, 尤其参照图 1a, 用于可超声波激活的外科手术工具的声系统包括换能器 12、可操作地连接到换能器 12 的波导管 3, 和远端部效应器 3e。绝缘套袖 6 在手持件壳体 1 (对于手持件壳体 1, 参见图 2) 内安装到所述声系统。所述声系统安装在壳体部件 12a 和 12b 内。联接套袖 14 和它的延伸部件 14a 和 14b 附接到围绕波导管 3 同轴地延伸的可相反旋转的管组 15 的内管 15b。管组 15 包括所述内管 15b、外管 15a 和外管套环 15c；螺旋槽 15d 围绕外管套环 15c 延伸。

[0084] 外管套环 15c 或者与所述外管 15a 成一个整体, 或者可模制地附接到所述外管 15a, 以便当外管套环 15c 在箭头 D 和 D' 所指示的方向上交互地旋转时, 引起远侧地安装的铰接卡爪 15e 在箭头 C 和 C' 方向上的枢转运动。(从以上参考文件等处可已知多种将外管 15a 的旋转运动转换成卡爪 15e 的枢转运动的机构。) 外管套环 15c 被滑环 16 驱使旋转, 滑环 16 设有驱动销 16a, 通过在延伸部件 14b 中的轴向槽 14c, 驱动销 16a 与外管套环 15c 的所述螺旋切口 15d 接合。通过围绕轴线 17a 可枢转地安装的且在它的内尖端与围绕滑环 16 延伸的圆周切口 16b 相接合的扳柄 17, 这个滑环 16 又在箭头 A 和 A' 的方向上纵向地移动。扳柄 17 的手动运动因而引起卡爪 15e 根据箭头 C 和 C' 的相应旋转。由端部效应器 3e 和卡爪 15e 的行程限定的平面包括所述工具的切割平面。

[0085] 所述声系统和附接的绝缘元件 6、14、14a 和 14b 围绕所述声系统的纵向轴线相对于手持件壳体 1 的旋转可由几种示例性装置实现。

[0086] 图 1a 至 1c 中示意性地示出有利的实施方式。所述声系统包括换能器 12、波导管 3 和它的效应器 3e, 卡爪 15e 邻近端部效应器 3e 并且可枢转到与端部效应器 3e 接合, 所述声系统在环形界面 3a 具有定位在超声波传声筒 10 和波导管 3 的近侧区段 3b 之间的、一体地或者夹持地压缩联接的绝缘套袖 6。绝缘套袖 6 具有振动位移节点 6d (参见图 1d), 振动位移节点 6d 定位在距离界面 3a 的距离对应其内的超声波振动的波长的四分之一处。

[0087] 圆周凸缘 6a 与绝缘套袖 6 成一体并且共同伴随 (co-incidental) 有振动节面 6d, 所述凸缘 6a 包含多个径向地且围绕凸缘 6a 以规则圆周间隔插入的“硬”永磁体 6c。所述磁体可用 NdFeB 或者其他合适的磁性材料制成。

[0088] 如图 1a 所示, “软”磁定子芯 18 包括多个电磁元件 18a, 围绕凸缘 6a 同轴地配置, 在多个电磁元件 18a 之间具有径向间隔 18b。定子芯 18 牢固地静止保持在手持件壳体 1 内。插入到凸缘 6a 中的偶数个永磁体 6c 由固定的定子环 18 中的相同数量的电磁元件 18a 匹配。电磁线圈缠绕每个电磁元件 18a, 并且通过换能器 12 的罩 12a、12b 可控制地供给直流电, 经由缆线 30 联接到发电机或者其它 DC 电源 31 (参见图 1c)。

[0089] 所述电磁线圈被连接成径向相对的对, 以便当电流流过时在邻近线圈之间提供交

替的磁极,引起与波节凸缘 6a 中的永磁体 6c 的磁相互作用。选择的电磁线圈的脉冲激活通过发电机 31 中的控制电路产生。这个激活是响应便利地安装到用于指尖接近的、手持件 1 外部的开关单元 26 的两个开关 26a 和 26b 中的一个或另一个上的压力而被供给的(参见图 2)。各自开关 26a、26b 使所述声系统并且功能地相关的部件的旋转方向反向。

[0090] 在这个实施方式的优选变型中,永磁体 6c 的相对位置,和定子芯 18 和它的电磁元件 18a 的相对位置是反向的。因而,永磁体 6c 的环将安装到(静止)手持件 1 壳体 12a,环绕围绕(可旋转的)绝缘套袖 6 上的凸缘 6a 布置的电磁元件 18a 的环。当围绕每个电磁元件 18a 的线圈通电时,这个装置以与上述相同的方式工作。这个优选装置的益处是手持件 1 壳体 12a、12b 常常是一次性的(因为不能通过高压蒸汽灭菌来杀菌),并因而优选将简单的、便宜的永磁体 6c 安装到所述工具的这个部件,并且将更复杂的电磁元件 18a 安装到可高压蒸汽灭菌的声系统。

[0091] 关于图 1a 至 1c 中所示实施方式的上述原理可通过配置围绕电磁元件 18a 的永磁体 6c 的圆周阵列如所述的那样实现。备选地,可以使用基于美国专利 No. US4,841,189 中公开的结构。US4,841,189 的结构包括环形磁极片和永磁体转子,其中,所述环形磁极片具有交错地单独形成的磁极,但是在本发明中,所述环形磁极片和永磁体转子可调换以使得电磁结构(迄今位子描述为定子线圈)布置成在围绕它的圆周安装的永磁体的阵列内旋转。

[0092] 此外,任意上述结构可安装在外科手术器械内的不同位置,以便影响所需要的旋转,如下面所述的和在图 5 中所示的。在这个第四实施方式中,所述工具的手持件的驱动组件的远侧部分包括固定的定子线圈 40,其安装到所述工具的可手动抓取的手柄 5 上,而磁力转子元件 41 通过连接机构 45 附接到向远侧延伸的手持件构件 2(手持件构件 2 可包括波导管 3 或者等同的能量传输构件)和向近侧延伸的换能器 12。在箭头 42 的意义上讲,相对于手柄 5 和手持件的壳体 1 的其余部分,构件 2、磁力转子元件 41、连接机构 45 和换能器 12 因而可围绕纵向轴线旋转。

[0093] 备选地,电磁元件 50 可整合到换能器 12 的壳体 12a、12b 中,并且通过与固定在手持件的壳体 1 内的永磁体阵列 49 磁相互作用,能够产生转矩,手持件的壳体 1 通过手柄 5 由外科医生或者其他使用者保持。

[0094] 这个特殊的电磁机构可应用于需要电耦合到电源 / 控制机构(例如图 1c 中发电机 31)的这种工具或器械。这种工具或器械包括电动手术设备,在所述电动手术设备中,这里所述的超声波部件将用承载受控电流的电极代替,所述受控电流流到所述工具的远侧操作尖端处的端部效应器以用于组织处理。

[0095] 所述工具的切割平面的备选旋转装置可通过图 3a 和 3b 中所示的第二实施方式实现。前述绝缘套袖 6,具有它的相同波节平面 6d,设有升高的圆周凸缘,其具有包括齿圈 6g 的轮廓。切向安装的电动马达 11 固定到手持件壳体 1,具有齿轮箱 11b,可操作地连接到电动马达 11,齿轮箱 11b 设有蜗杆涡轮机构 11a,蜗杆涡轮机构 11a 与所述齿圈 6g 可操作地啮合。马达 11 由手持件壳体 1 外部的开关 26a 和 26b 激活并且便利地定位以用于数字存取。

[0096] 在所示的工具中,所述工具包含“L 形”换能器 12,换能器 12 适用于产生扭振形式的超声波振动,所述切割平面的旋转将限制在围绕中性面  $\pm 90^\circ$ 。如果使用备选的不对称的换能器 12,以上方式和图 1a 至 1c 的上下文中所述的方式将能够使所述切割平面旋转

360°。

[0097] 图 4a 和 4b 中示出用于旋转所述切割平面的装置的第三实施方式。声绝缘套袖 6 设有螺旋形延伸槽 6h, 在螺旋形延伸槽 6h 中保持硬化球 6k (参见图 4a)。球 6k 被可滑动旋钮迫使在平行于波导管 3 的纵向轴线的方向上移动, 被约束在外套袖 9 的纵向槽 9a 内行进。可滑动旋钮 9b 设有突出的插口 9c, 突出的插口 9c 接收部分球 6k 并且还穿过内滑动套袖 7 中的纵向槽 7c。旋钮 9 在箭头 E 和 E' 方向上的纵向运动因而引起所述声绝缘器 6 的相应旋转移位, 并因而连接到声绝缘器 6 的换能器 12 和波导管 3, 如箭头 D 和 D' 所指示的。内滑动套袖 7 在它的远端部可操作地连接到管保持器 14, 并且在它的近端部连接到换能器壳体 12a, 以便实现控制所述切割平面的方向的所有部件的有效定位运动。

[0098] 在图 6 和 7 中示出用于旋转所述切割平面的装置的第五实施方式。这个装置被认为是特别有效的, 无论是下面详细描述的磁力驱动的变型中和仅概略地描述的气动驱动的变型中。

[0099] 图 6 和 7 的装置使用线性磁力驱动装置, 它的纵向可移动部件联接到包括超声波发生器 / 转换系统的部分传声筒的圆筒形套袖。球、销等被所述线性磁力驱动装置的可移动部件保持并且在围绕所述圆筒形套袖的外表面延伸的螺旋切口内行进, 使得所述线性磁力驱动装置的纵向运动引起圆筒形套袖和它所形成一部分的传声筒的旋转运动。传统的细长波导管安装到所述传声筒上, 使得整个声学振动组件围绕它的纵向轴线旋转, 旋转定位在所述波导管的远端部的端部效应器的切割平面。

[0100] 更详细地观察这个实施方式, 参照图 6 和 7, 换能器组套 12c 偏心地安装到超声波转换 / 增强传声筒 (“超声波传声筒”) 10。细长的波导管 3 同轴地安装, 从超声波传声筒 10 延伸, 并且在邻近它的远端部具有端部效应器 3e。端部效应器 3e 可包括限定外科手术平面的切割平面, 或者可包括图 1 中所示的卡爪机构的一部分, 与可枢转的卡爪 15e 共同操作。端部效应器 3e 和卡爪 15e 则限定在它们之间的外科手术平面。波导管 3 和超声波传声筒 10 在它们之间限定所述外科手术工具的纵向轴线 71。

[0101] 中空圆筒形套袖元件 60 从传声筒 10 向远侧延伸, 同轴地围住波导管 3 的近端部 3b 和在传声筒 10 与波导管 3 之间的环形界面 3a, 超声波振动横穿环形界面 3a, 传输到波导管 3。

[0102] 环形凸缘 10a 从传声筒 10 邻近传声筒 10 和圆筒形套袖元件 60 的近端部的会合处向外延伸。环形凸缘 10a 和套袖元件 60 的会合处定位在传声筒 10 中超声波振动的波节平面 10a 处或者非常邻近传声筒 10 中超声波振动的波节平面 10a, 并且环形凸缘 10a 和套袖元件 60 被绝缘所述振动。理想地, 环形凸缘 10a 和套袖元件 60 与传声筒 10 一体地形成。

[0103] 一个或更多个螺旋切口 67 围绕圆筒形套袖元件 60 的外表面延伸。这些螺旋切口 67 几乎从圆筒形套袖元件 60 的这端到那端地延伸, 但在每个端部都是封闭的。

[0104] 中空圆筒形驱动构件 63 同轴地环绕圆筒形套袖元件 60, 并且沿着圆筒形套袖元件 60 的外表面自由地纵向滑动。驱动构件 63 将一个或更多个低摩擦球 63c 保持在它的内圆筒形表面 63d 上的各自凹槽中, 使得球 63c 或者每个球 63c 还接合地接收在传声筒 10 的圆筒形套袖元件 60 的外圆筒形表面上的各自螺旋切口 67 中。球或多个球 63c 因而可操作地连接驱动构件 63 和圆筒形套袖元件 60。

[0105] 圆筒形驱动构件 63 设有两个或更多个同轴地环绕它的外表面的环形永磁环 63a,

永磁环 63a 被软磁环 63b 间隔开。

[0106] 永磁环 63a 优选包括包含钕或类似稀土成分的磁性成分。

[0107] 圆筒形驱动构件 63 又由电磁线圈 65 的相控阵列同轴地环绕；优选偶数数量的所述线圈 65。当线圈 65 的相控阵列被流过的电流通电时，阵列 65 与驱动构件 63 上的永磁环和软磁环 63a、63b 相互作用以形成线性磁力驱动装置。驱动构件 63 因而能够可控制地被沿阵列 65 和套袖元件 10 纵向地前后驱动，如箭头 69 所示。

[0108] 驱动构件 63 的这个纵向运动引起套袖元件 10 移动，套袖元件 10 借助在螺旋切口 67 中行进的球 63c 接合。套袖元件 10 因而围绕所述工具的纵向轴线 71 旋转。结果，整个超声波传声筒 10 与换能器组套 12c 和波导管 3 一起被驱动围绕纵向轴线 71 旋转。这又使定位在波导管 3 的远端部的端部效应器 3e 的外科手术平面旋转。

[0109] 电磁线圈 65 的阵列保持在壳体 70 中，壳体 70 固定安装到所述手持件的壳体（在图 6 和 7 中未示出）。壳体 70 充分紧密地接触驱动构件 63 和传声筒 10 的环形凸缘 10a 以维持各部件的各自同轴对齐，同时允许驱动构件 63 自由地纵向滑动和环形凸缘 10a（和传声筒 10、换能器组套 12c、套袖元件 67 和波导管 3）在手持件内自由地旋转。

[0110] 这个装置产生由任意需要形式的控制元件（虽然指尖控制 26，如图 2 所示，对使用者而言应该是特别方便的）激活的、端部效应器的外科手术平面的平滑、受控和连续的旋转运动。

[0111] 设想上述线性磁力驱动装置能够用气动驱动机构代替，壳体 70 表示活塞装置的外壳体，和驱动构件 63 本身表示所述活塞，驱动构件 63 被驱动以纵向地前后运动。螺旋切口 67 中的球 63c 的相同装置将用于将驱动构件 63 的线性运动转换成套袖元件 10a、传声筒 10 等的旋转运动。

[0112] 在图 1c 中示意性地指示的发电机 31 具有向所述声系统输送控制电能的主要功能，所述声系统包括换能器 12、波导管 3 和它的端部效应器 3e。发电机 31 还可整合被设计成控制切割平面旋转和调节平面旋转的计时与声激活的关系。

[0113] 图 8 至 10 示出用于旋转切割平面的装置的第六、优选的实施方式。这个实施方式在原理上类似于图 6 和 7 所示的实施方式，但还包括用于探测所述切割平面的当前旋转位置和用于产生在所述切割平面的位置之间的受控的且平滑的旋转运动的机构。

[0114] 如同图 6 和 7 的第五实施方式，这个第六实施方式使用线性磁力驱动装置连同螺旋切口的传输装置以将所述线性磁力驱动装置的纵向运动转换成所述组套、换能器、传声筒、波导管和端部效应器的旋转运动。

[0115] 第六实施方式还包括用于探测这些元件的当前旋转位置的机构，其使用电位计机构以产生具有与旋转位置直接相关的幅值的电信号。这个信号用作用于驱动装置的控制程序的基础（下面关于图 11a 至 11d 更详细地描述），在选择的旋转位置之间产生快速的、精确的、平滑的且受控的运动。

[0116] 换能器组套 12c 偏心地安装到超声波转换 / 增强传声筒（“超声波传声筒”）10。细长的波导管 3 安装成从超声波传声筒 10 穿过驱动机构 88 的中心轴线同轴地延伸，并且在它的远端部具有端部效应器 3e。这个端部效应器 3e 可包括限定操作平面的切割边缘。端部效应器 3e 可还包括如图 1 所示的部分卡爪机构，其与可枢转的卡爪 15c、由端部效应器 3e 限定的操作平面和卡爪 15c 扫掠的平面协作。

[0117] 驱动机构 88 围绕细长的中空圆筒形驱动轴 80 定中心, 驱动轴 80 在它的近端部安装到环形凸缘 10a, 从超声波传声筒 10 邻近它与波导管 3 的会合处径向向外延伸。环形凸缘 10a 定位在传声筒 10 和波导管 3 中设置的超声波振动内的波节平面或其附近, 以便对所述驱动机构绝缘这些振动。

[0118] 朝向驱动轴 80 的远端部, 一组三个螺旋切口 87 围绕它的外表面延伸。螺旋切口 87 每个都具有部分圆形的横截面轮廓以接收三个低摩擦陶瓷球 84 之一, 三个低摩擦陶瓷球 84 因而沿着它们各自的螺旋切口 87 自由行进。

[0119] 中空圆筒形永磁体 83 环绕所述驱动轴。在它的内表面上, 同轴的非磁性环 86 (为清晰起见没有描绘剖面线) 将三个陶瓷球 84 保持在各自部分球形凹口中, 使球 84 在每个凹口中自由旋转。圆筒形永磁体 83 沿着驱动轴 80 和波导管 3 自由地前后纵向行进, 如箭头 81 所示。

[0120] 永磁体 83 具有沿着它的外表面纵向延伸的三个直切口 82, 围绕它的圆周彼此间隔  $120^{\circ}$ 。这三个直切口 82 每个接收一对附加的低摩擦陶瓷球 89。每个附加的陶瓷球 89 也保持在驱动机构 88 的同轴地延伸的圆筒形外壳体 90 的内表面内的部分球形凹口中。

[0121] 外壳体 90 用作用于一组圆周电磁线圈 85 的线圈架, 因而环绕永磁体 83。电磁线圈 85 基本上沿着驱动机构 88 的整个长度延伸, 使得永磁体 83 因而沿着它的纵向运动 81 在任意点处仍然被环绕。

[0122] 这个机构优选使用类似于图 2 所示的两个按钮的前进 / 回退装置控制。因此, 当电磁线圈 85 通电时, 依据线圈 85 内的电流方向, 永磁体 83 被在驱动机构 88 内向远侧或向近侧驱动。陶瓷球 89 被约束成只能在永磁体 83 的外表面上的直纵向切口 82 内行进, 并且因而又将永磁体 83 约束成纯纵向前后运动。

[0123] 同时, 陶瓷球 84 桥接在中空圆筒形永磁体 83 的内表面和螺旋切口 87 之间。永磁体 83 的纵向运动因而将陶瓷球 84 约束成纵向行进, 但因为陶瓷球 84 还被约束成在螺旋切口 87 内行进, 驱动轴 80 因此必须旋转以使陶瓷球 84 纵向行进, 组套 12c、传声筒 10、波导管 3 和效应器 3e 与驱动轴 80 一起运动。

[0124] 这个结构有效地限定在线性磁力型马达和驱动机构的旋转部分之间的齿轮装置。对永磁体 63 的运动选择合适的“行程长度”, 与螺旋切口 87 的数量和节距, 一起保证这个装置的有效齿轮比足以驱动所述旋转部分没有显著阻力地旋转, 以及保证磁体 83 的运动的全部“行程长度”产生所述旋转部分的充分旋转。因为结构和控制原因, 优选全部旋转范围小于一整圈。如果必要, 外科医生能够通过手运动, 没有显著不方便或者疲劳地提供最后一些角度的调整。

[0125] 第六实施方式还包括电位计传感器装置, 用于确定驱动轴组套、换能器、传声筒、波导管和端部效应器的准确旋转位置。本质上, 感应元件被保持静止同时桥接感应轨道和电阻轨道, 感应轨道和电阻轨道与波导管等一起旋转。因而沿着所述感应轨道设置电感应路径, 横穿所述静止的感应元件和沿电阻轨道后退, 并且这个路径的电阻取决于恰恰所述感应元件桥接所述电阻轨道的地方。因而, 横穿这个感应路径的电势与所述轨道和静止的感应元件的相对旋转位置直接相关。

[0126] 在图 8 至 10 中这个方式的一个实施实例。驱动机构 88 的外壳体 90 固定到外科手术工具的手持件 (未示出), 因而不旋转。驱动机构 88 的端板 91 设有凹口 94, 凹口 94

保持永久定位磁体 93 (它的功能在下面描述)。

[0127] 用 PTFE (聚四氟乙烯) 等制成的低摩擦轴承环 98 定位在所述传感器装置的端板 91 和前板 97 之间, 使得所述传感器装置可相对于驱动机构 88 自由旋转。传感器前板 97 将两个弹簧加载接触销 95 支撑在各自插口 96 中, 销 95 接触两个相应的部分圆形的接触轨道 92, 接触轨道 92 插入到驱动机构 88 的端板 91 中。这是用于将电能供给到驱动机构 88 的电磁线圈 85 的便利装置。(这种外科手术工具的主输电线通常通向换能器组套 12c, 即电能被供给到所述旋转部件, 因而不旋转的驱动结构的线圈需要特定的接触装置)。

[0128] 中空圆筒形传感器罩 99 和传感器后板 107 (在这个实例中, 实际形成驱动轴 80 的远端部的一部分) 与传感器前板 97 协作以围住所述传感器装置本身 (在一些实施方式中, 所述传感器装置的内部充满油以减小摩擦)。

[0129] 通常环形的印刷电路板 100 通过几乎圆形的槽 103 几乎完全分割成外环 101 和内环 102。外环 101 支承圆周电阻轨道, 而内环 102 围绕它的表面支承相应的圆周感性轨道。

[0130] 滑动触点 104 包括具有从它的中心延伸的、具有永久铁磁体 105 的感应平板, 和在它的周缘的几个弹簧接触销 106。永久铁磁体 105 延伸穿过印刷电路板 100 中的槽 103 并且牢固地联接到驱动机构 88 上的永久定位磁体 93。这迫使接触销 106 与印刷电路板 100 的外环和内环 101、102 上的各自轨道接触。当印刷电路板 100 与所述传感器装置旋转时, 这个磁引力保持滑动触点 104 静止, 因而滑动触点 104 在不同点处接触所述轨道。滑动触点 104 因而提供前文所指的电位计装置需要的、在所述感应轨道和电阻轨道之间的感应桥。

[0131] 传感器后板 107 承载一系列 PCB 轨道, 电连接等, 被连接到内部线路, 通到例如接触销 95 和驱动机构 80, 以及印刷电路板 100 和其它工具控制机构。这个电路是常规形式, 因而为了清楚起见而没有示出。

[0132] 在备选的电位计装置 (未示出) 中, 滑动接触板 104 用磁感应球代替。所述电阻轨道仍然围绕印刷电路板 100 的外边缘延伸, 但是所述感应轨道围绕传感器罩 99 的内表面的邻近部分延伸。所述球以磁力方式保持与驱动机构 88 上的永磁体 93 对齐, 还保持它与两个轨道接触。所述球因而维持静止同时所述轨道和传感器装置旋转, 提供用于电位计装置的感应路径的感应桥。

[0133] 两个装置产生简单的电压输出, 它精确地依赖于所述传感器装置的当前旋转位置, 和因而所述外科手术工具的其他可旋转部件的当前旋转位置。已经发现这比光学方法 (例如使用静止光电管响应除黑线外都是白色的旋转元件上的黑线) 识别所述旋转位置更优越。所述光学装置仅仅指示何时所述旋转已经到达需要的点, 例如需要突然停住以避免过冲 (overshoot)。所述电位计装置使要跟踪的位置连续, 允许非常有效地且精细地控制。仅仅由推算定位法估算的位置之间的旋转是非常不精确的。

[0134] 应注意在每种情况下, 所述外科手术工具建立对于可旋转元件, 标引相对小数量的预置旋转位置。这比允许位置无限变化的系统更容易控制, 而如果标引的位置不十分理想, 外科医生也能够容易地调整所述工具的角度一些度数。

[0135] 用于所述组套、传声筒、波导管和端部效应器的旋转的控制程序遵循在图 11a 至 11d 中阐明的序列。图 11a 示出操作的整个序列; 图 11b 扩展了图 11a 的主程序循环 (MAIN PROGRAM LOOP) 的结构; 图 11c 扩展了图 11b 的计算控制信号 (CALCULATE CONTROL SIGNAL)

步骤的结构;和图 11d 扩展了图 11b 的移动马达 (MOVE MOTOR) 步骤的结构。

[0136] 参考图 11a,当所述装备开启时,PIC(外围设备接口控制机构)芯片被激活。这方便地定位在用于外科手术工具的超声波发生器的控制单元中。所述 PIC 被设置,并且下面描述的变量设定它们的默认初始值。

[0137] 特别地,变量“目标 (TARGET)”表示所述外科手术工具的需要的旋转位置,变量“中点 (MIDPOINT)”对应所述组套、换能器、传声筒、波导管和端部效应器组件的可能旋转行程范围的中点,变量“目标”设定为变量“中点”。因而外科医生总是在这个中点位置启动所述外科手术工具并且能够在需要的任何一个方向上旋转。

[0138] 所述序列还包括重复刚刚经过的所述主程序循环直到外科医生已经结束使用所述外科手术工具。

[0139] 参照图 11b 中所述主程序循环的扩展结构,第一步骤是检查所述控制机构设置的前进 (FORWARD) 按钮。如果外科医生已经接收了来自这个按钮操作的信号,变量“目标”递增,表示所需要的旋转是从当前电势位置前进 / 顺时针方向。

[0140] 下一步骤是检查所述控制机构的回退 (REVERSE) 按钮。如果已经接收了信号,变量“目标”递减,表示所需要的旋转位置是从当前旋转位置后退 / 逆时针方向。

[0141] 第三步骤是检查“激活 (ACTIVATE)”按钮,所述按钮激活所述超声波发生器以向所述组套、换能器、传声筒、波导管和端部效应器供给能量。如果所述“激活”按钮没有被操作,主 PIC 控制器激活所述超声波发生器,并且所述控制器的“前进”和“回退”按钮被禁止。尤其是如果所述工具正在抓取或者否则瞄准人体组织的特定组成部分,在操作所述工具过程中旋转所述端部效应器是不理想的。因而阻止所述“前进”和“回退”按钮的意外操作。

[0142] 第四步骤是检查“触发 (TOGGLE)”按钮,所述“触发”按钮改变产生的超声波的强度在预置等级之间。再次,所述“触发”按钮的操作引起所述主 PIC 控制机构改变所述强度,同时所述“前进”和“回退”按钮被禁止以防止意外操作。

[0143] 第五步骤,计算控制信号 (CALCULATE CONTROL SIGNAL),是所述序列的核心,并且作为一系列子步骤在图 11c 中更详细地示出。

[0144] 所述外科手术工具的旋转位置探测器 / 传感器在第一子步骤中询问向变量“当前”赋值所述外科手术工具的目前即刻旋转位置。

[0145] 在第二子步骤中,从存储器检索变量“目标”,包括所述主程序循环的第一两个步骤引起的递增或递减。

[0146] 然后计算一组其它变量。在第三子步骤中,变量“误差 (ERROR)”设定为变量“目标”和“当前”的(矢量)差,表示所述外科手术工具距离所需要的旋转位置有多远。

[0147] 在第四子步骤中,变量“比例 (PROPORTIONAL)”设定为变量“目标”和“当前”之间的(矢量)差乘以预置常数 K1。

[0148] 在第五子步骤中,变量“速度 (SPEED)”设定为变量“当前”和变量“先前”之间的(矢量)差乘以第二预置常数 K2。(变量“先前”对应先前经过的主程序循环的“当前”值)。

[0149] 在第六步骤中,变量“整数”设定为先前经过的主程序循环的“整数”值,由“误差”值递增或递减,然后乘以第三预置常数 K3。

[0150] 第七子步骤包括从变量“比例”、“速度”和“整数”的和计算变量“控制信号”。所述“控制信号”(下面将描述)的值管理所述机构的旋转的速度和方向。存在“控制信号”

的预置最大值以阻止旋转的过大速度。

[0151] 在第八子步骤中,变量“控制信号”被返回。“控制信号”的净标记表示是否将产生“前进”/顺时针旋转或者“回退”/逆时针旋转。“控制信号”的幅值一般表示传送到所述机构的电能量。在这个子步骤,“控制信号”的幅值与预置最小阈值比较。如果它小于这个阈值,“控制信号”设定为零。这阻止所述序列产生一系列小的振动修正移动,尤其是当充分靠近所需要的“目标”旋转位置以便对外科医生没有实际差别时。

[0152] 控制然后转向所述主程序循环的第六步骤,在图 11d 中以子步骤的形式阐明。

[0153] 在第一子步骤中,如果“控制信号”是正的,所述传递到驱动装置的信号设定为在“前进”/顺时针方向上。在第二子步骤中,如果“控制信号”是负的,这个信号设定为在“回退”/逆时针方向上。不对称补偿系数可用于调整所述“前进”/“回退”信号以保证在两个方向上类似的运动特性曲线,所述装备的物理参数(例如电阻沿电阻轨道的不对称)应引起它们不同。

[0154] 在第三子步骤中,传递到所述驱动机构的信号被产生为 PWM(脉冲宽度调制的)电流。在“PWM”电流的“接通(ON)”时间与“控制信号”的幅值成比例。在第四子步骤中,所述驱动机构,在这里表示为“马达驱动装置(MOTOR DRIVE)”,响应所供给的“PWM”电流而移动。在预置时间间隔后,所述“马达驱动装置”停止并且所述控制返回到所述“主程序循环”的开始。这个循环将被遵循,重复上述步骤和子步骤,直到到达“目标”位置(或者充分接近“控制信号”无论如何设定为零的位置)。

[0155] 以上控制序列的益处是产生平滑的、受控制的、精确的且成比例的所述机构旋转速率。所述旋转将对更大的位置改变更快,但所述旋转将在接近“目标”位置时通常变慢,达到受控制的休息(而不是一旦所述系统“实现”它到达的位置急剧停止)。常数 K1、K2 和 K3 的调整应依据特殊工具的要求,或者设置是特殊的使用者,允许所产生的准确速度分布曲线的调整。

[0156] 虽然上述实例是用于微创外科手术技术的超声波可振动的外科手术工具,用于围绕它的轴线旋转工具的部件的所示机构能应用于宽范围的其他外科手术工具,和可能的甚至用于非外科手术目的的类似工具。例如,工具用于使用直接 RF(射频)电流切除或烧灼组织的微创外科手术中。在微创技术中使用的其他工具包括在远端部具有组织卡钉附接结构的细长轴。这些工具都受益于例如上述那样的机构。这种外科手术常常是在使用腹腔镜的情形下可视的,需要外科医生也操纵所述腹腔镜,以便更清晰地看到他或她正在动手术的准确点。在腹腔镜的远端部的取景镜头的平滑和受控制的重新定向将是非常有益的。

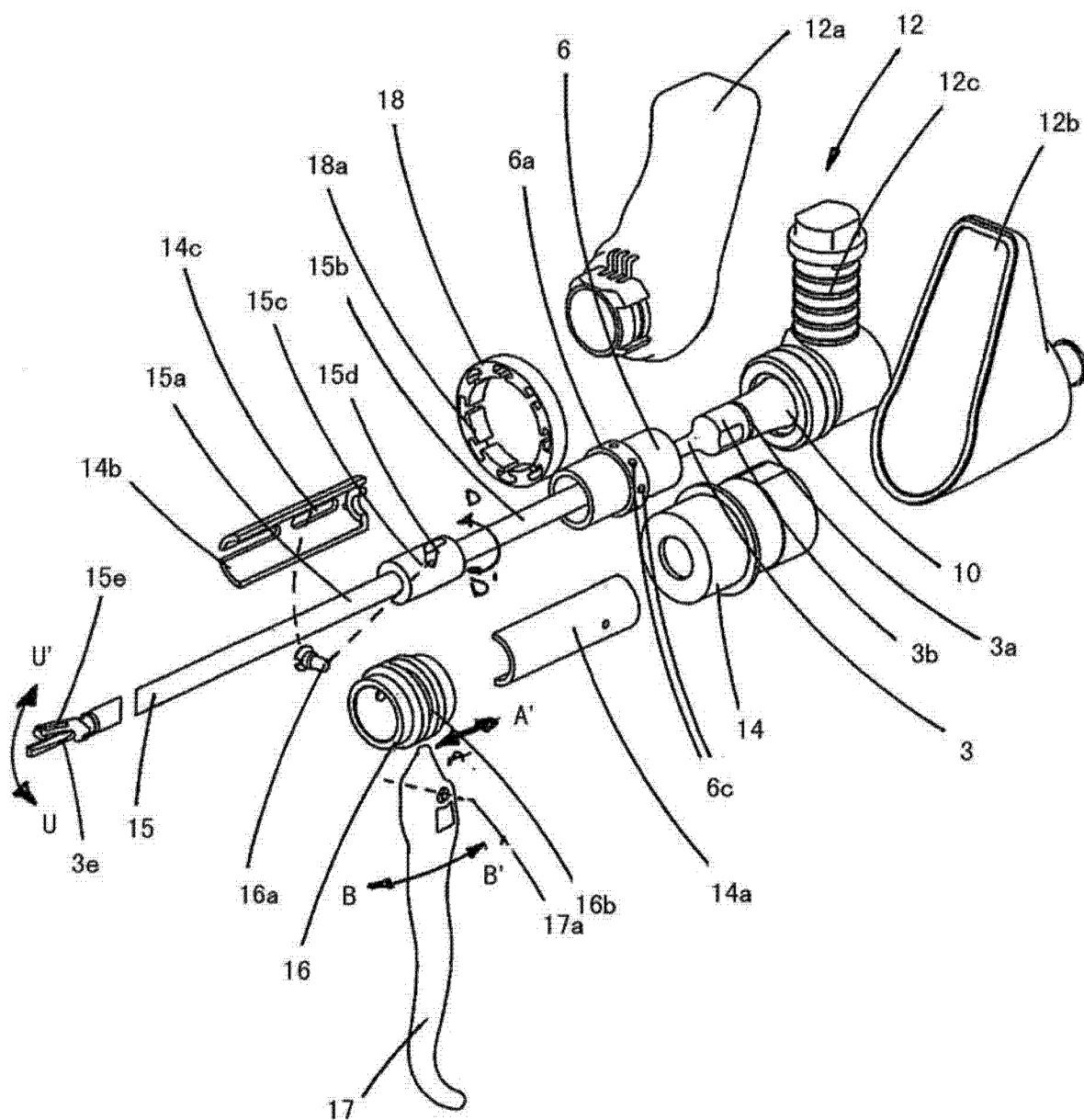


图 1a

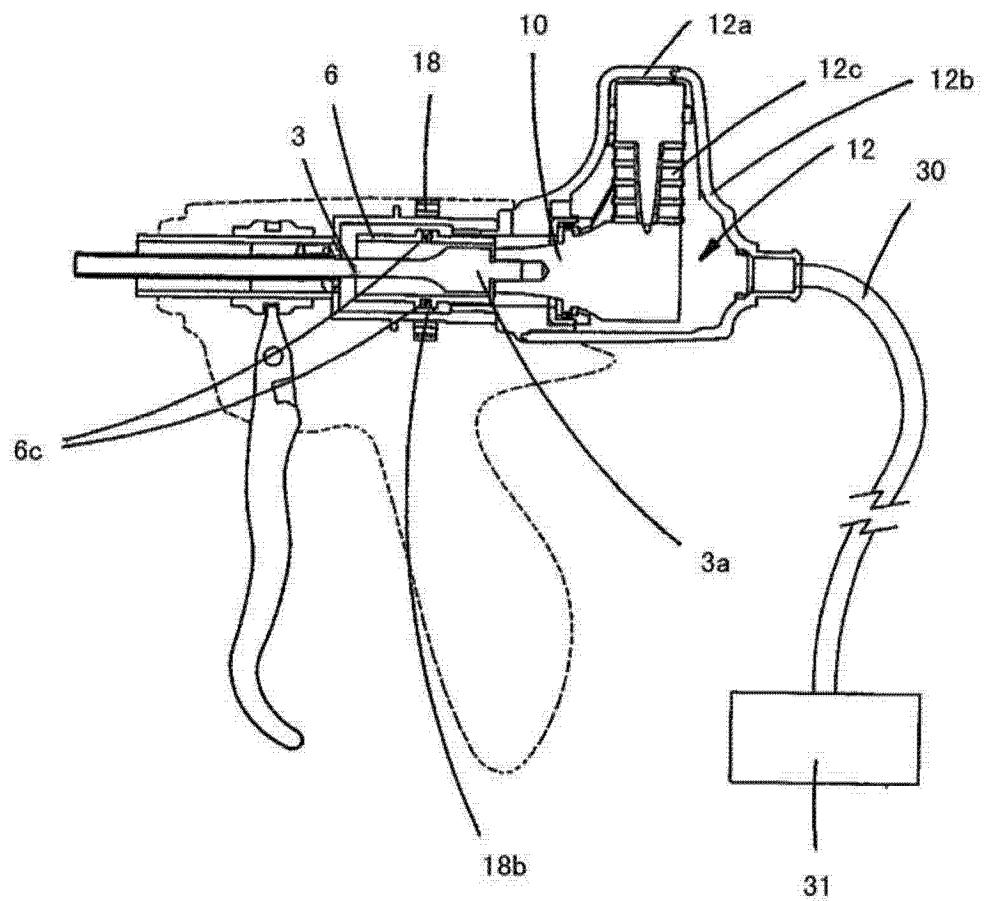


图 1c

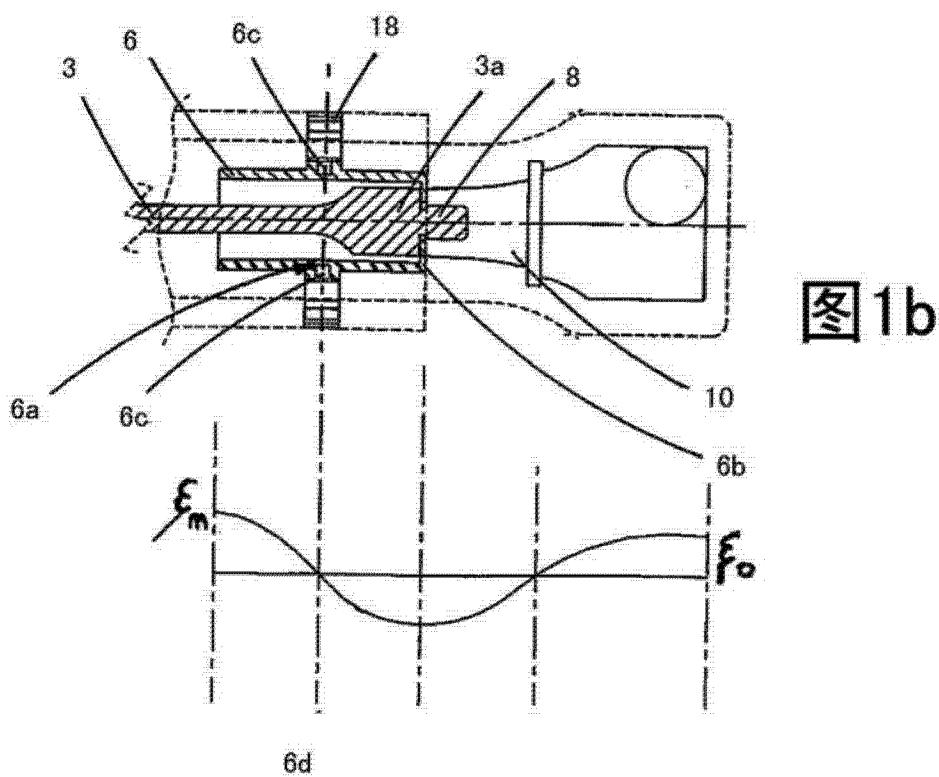


图 1d

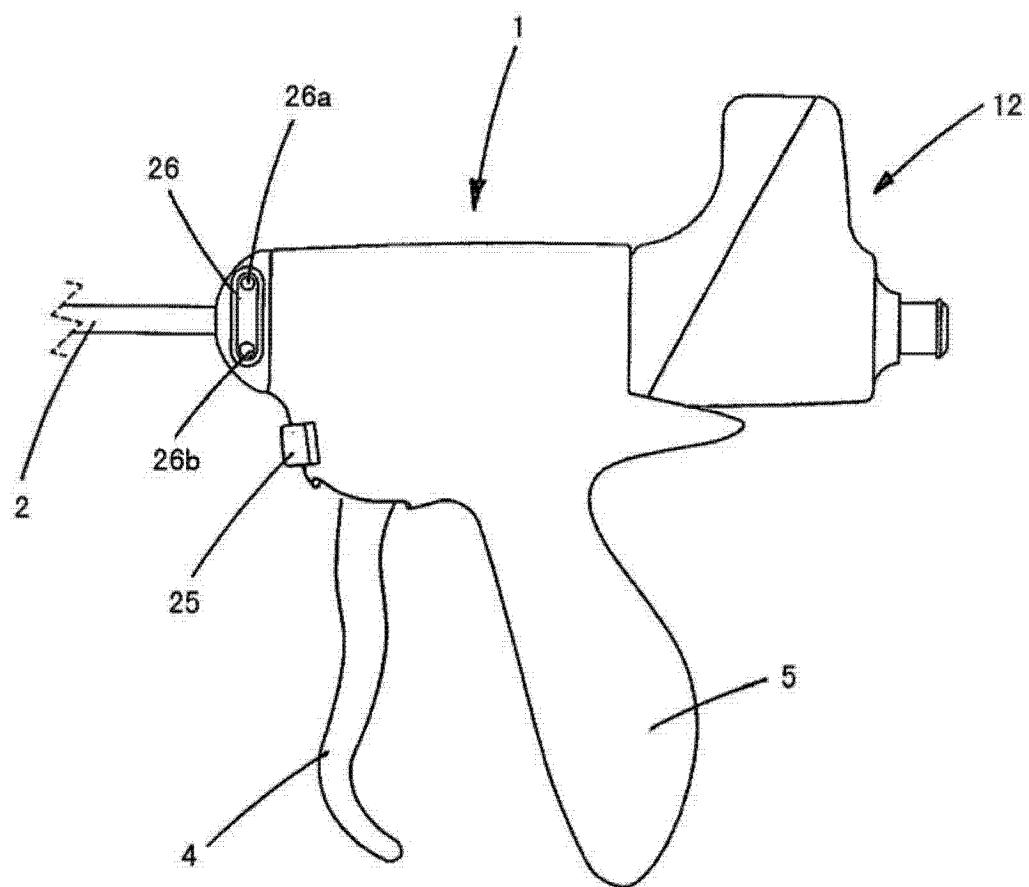


图 2

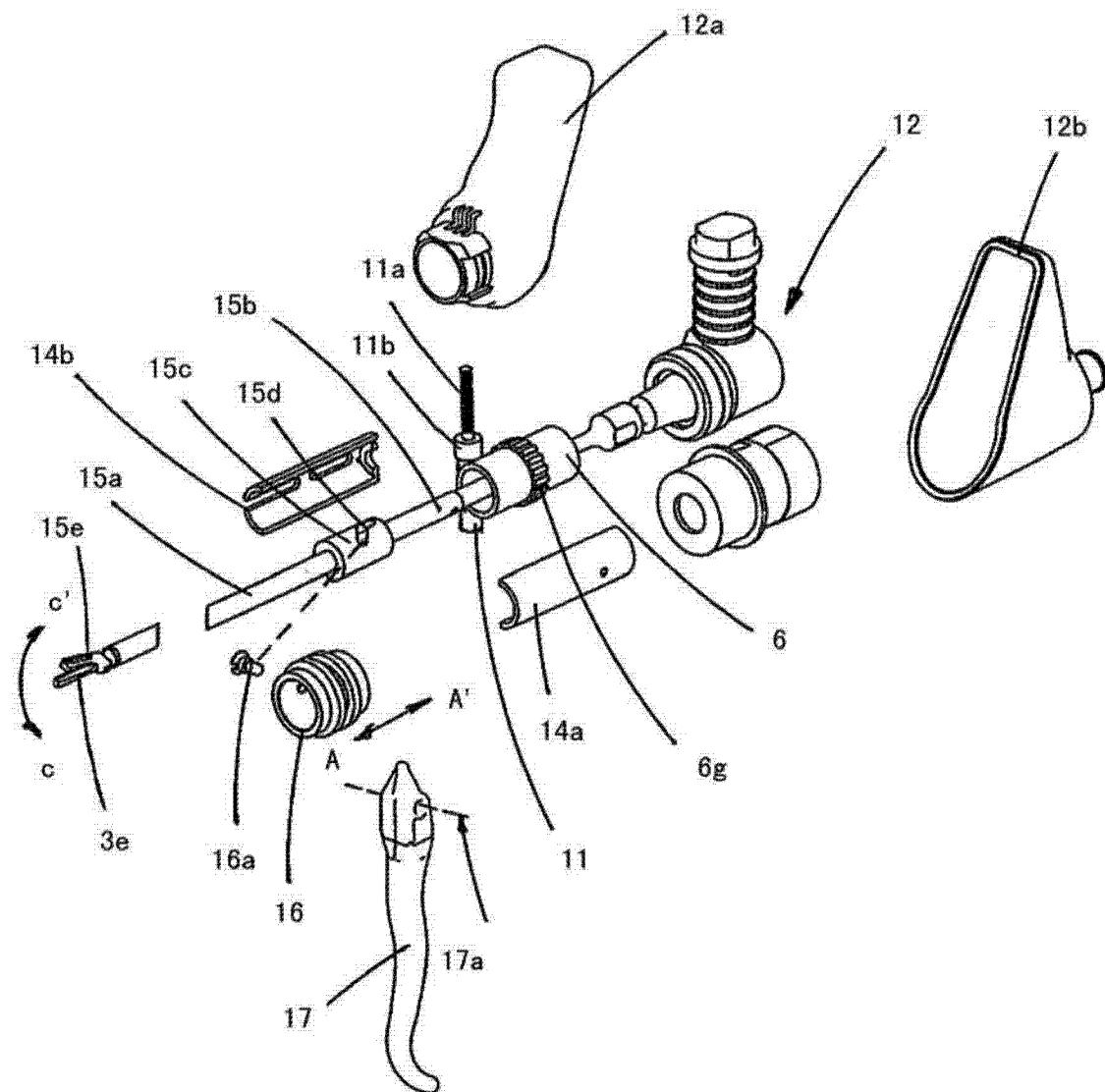


图 3a

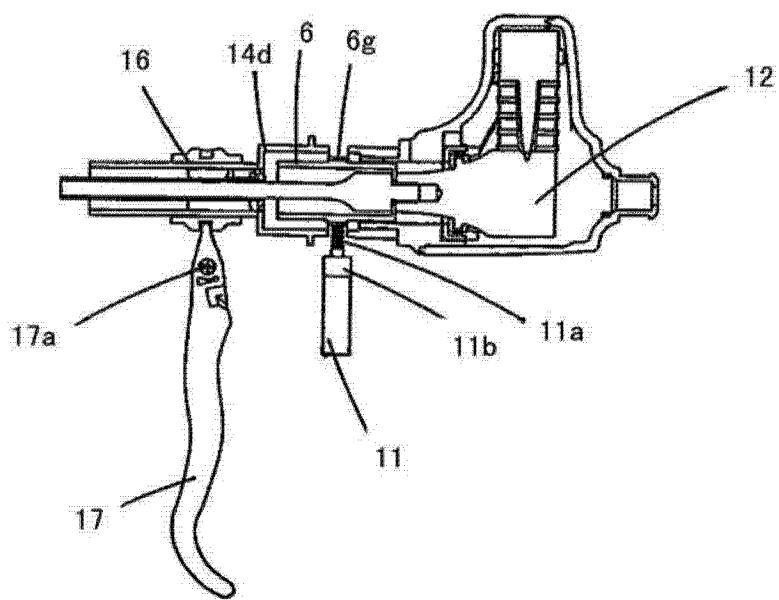


图 3b

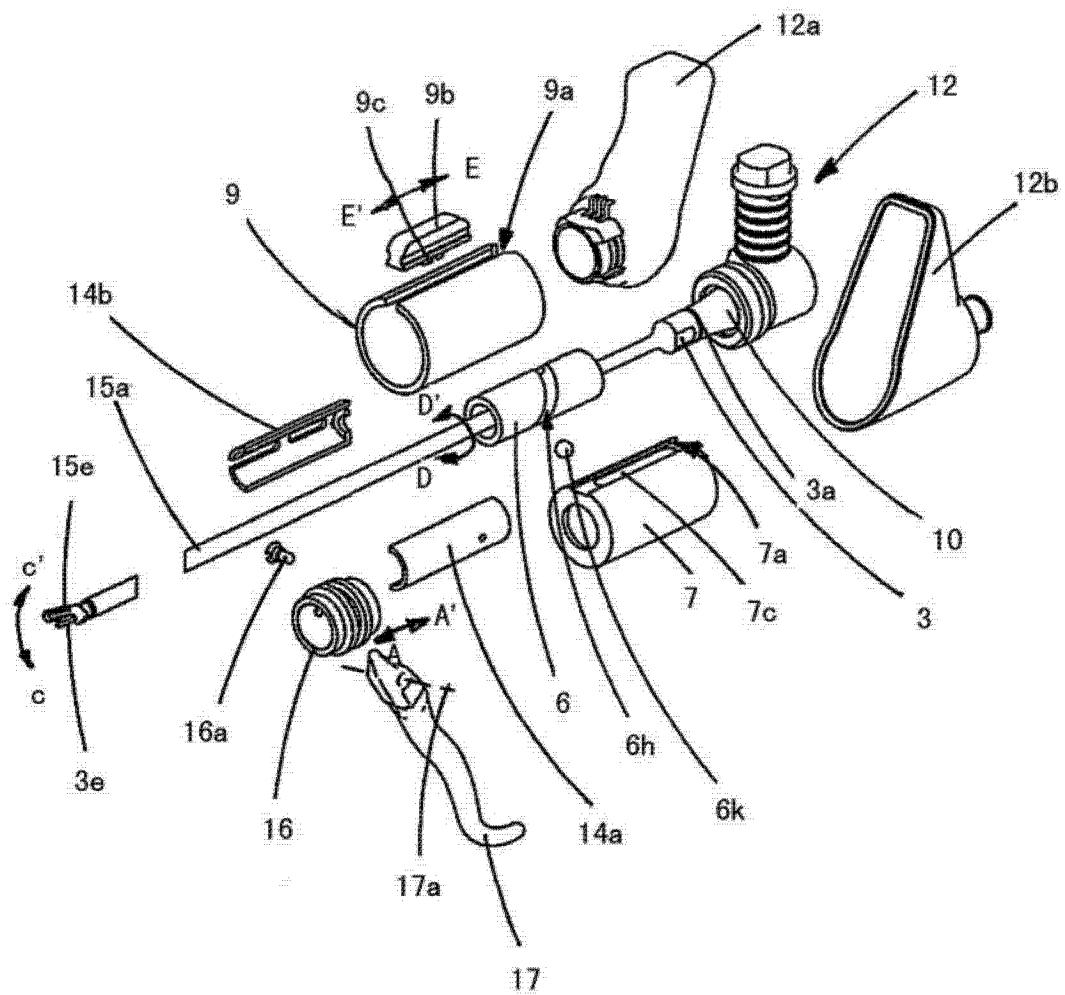


图 4a

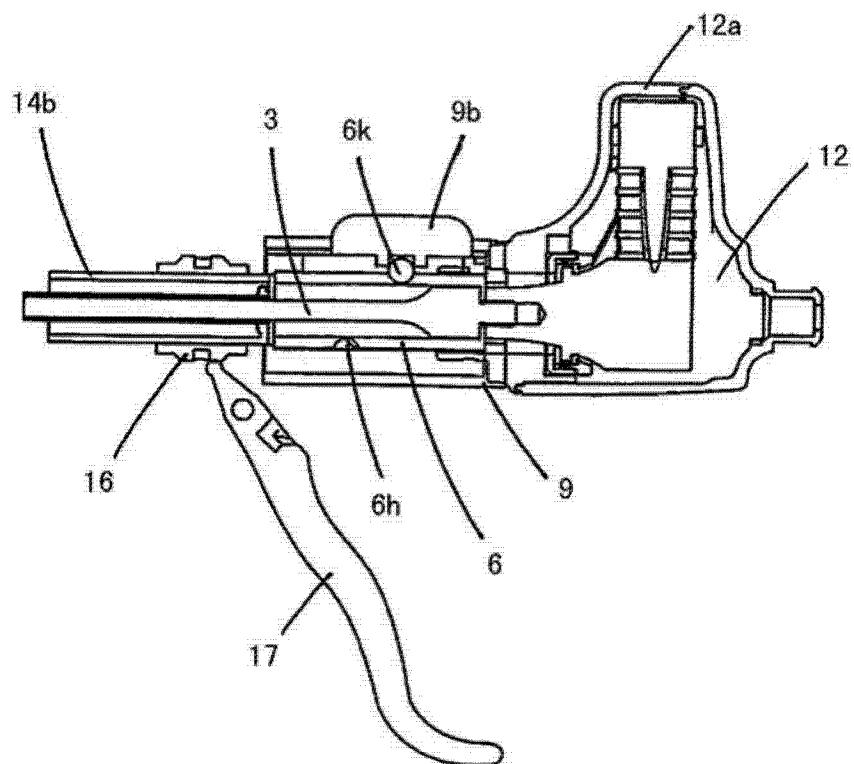


图 4b

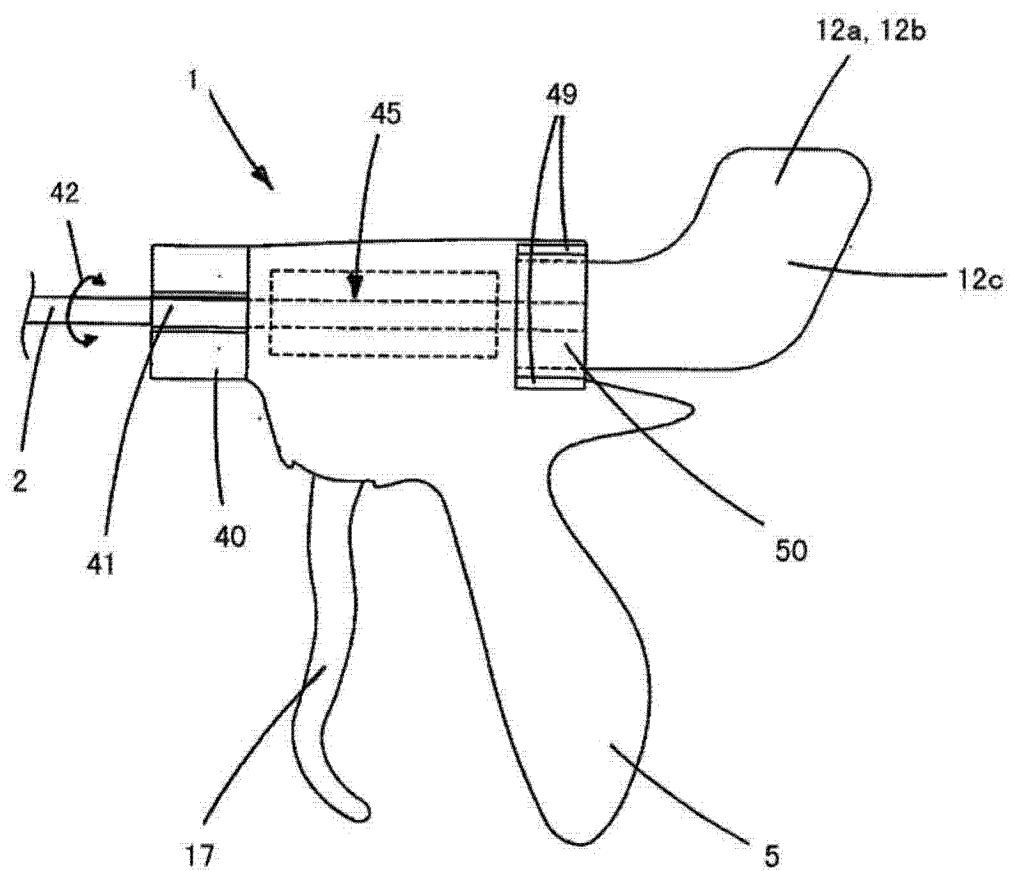


图 5

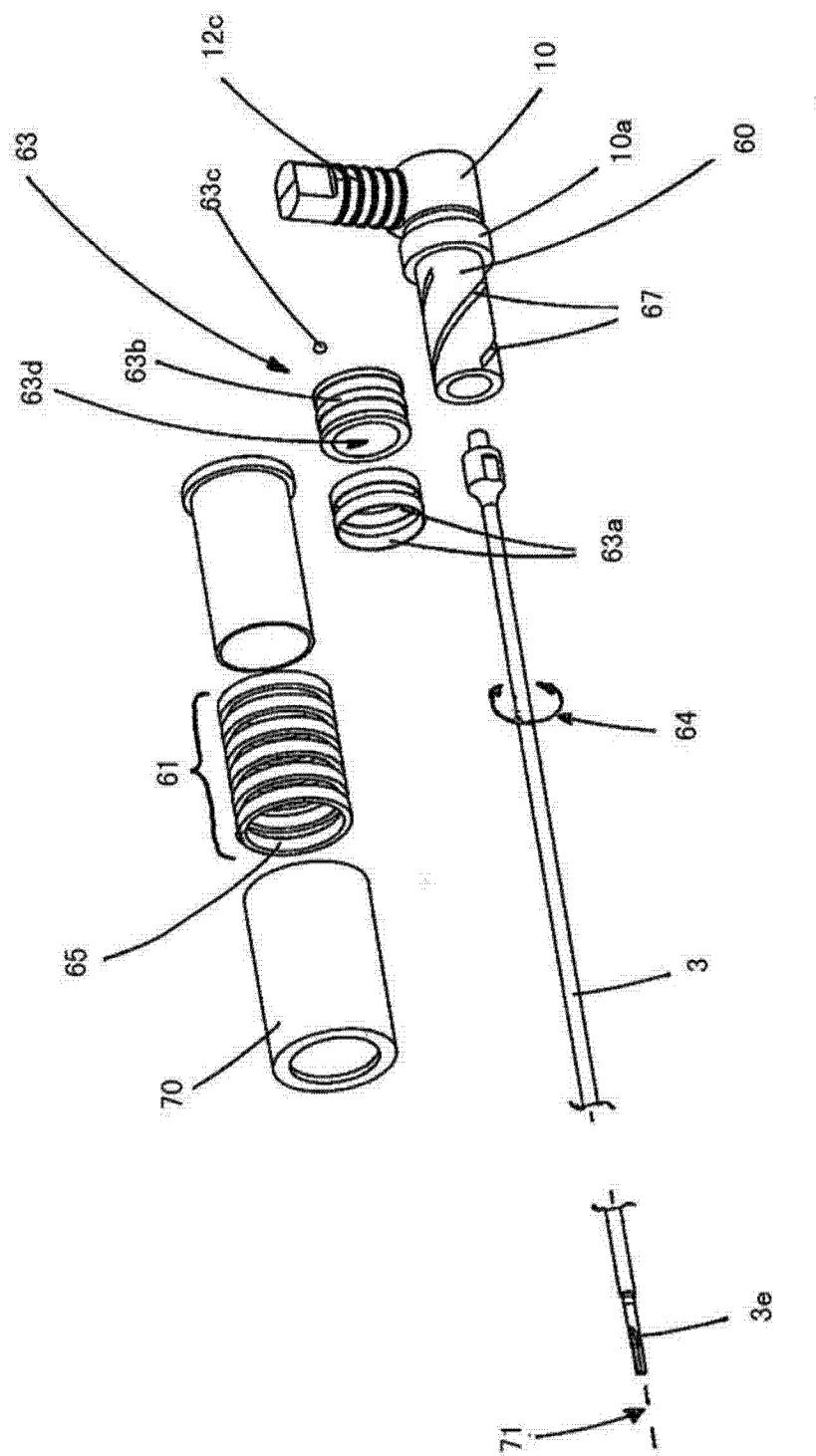


图 6

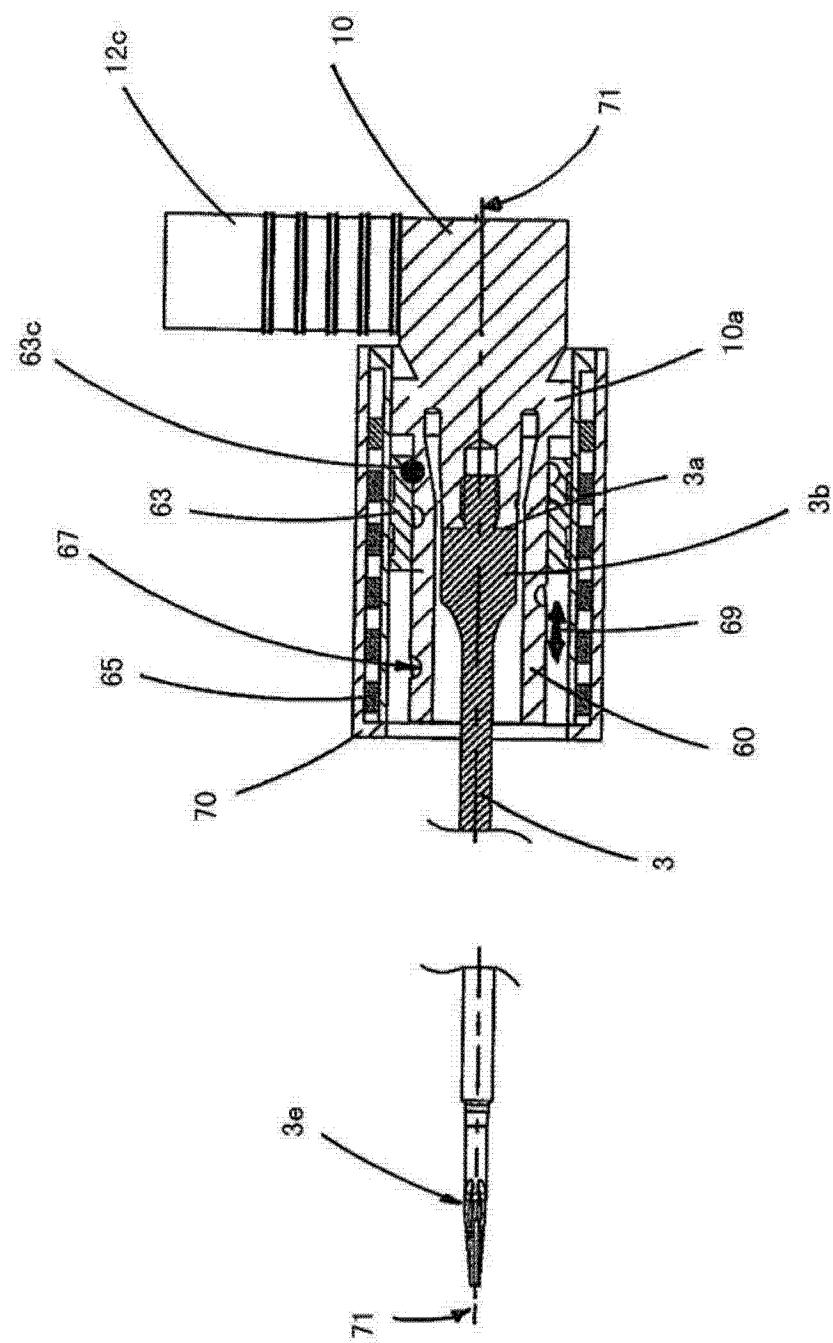


图 7

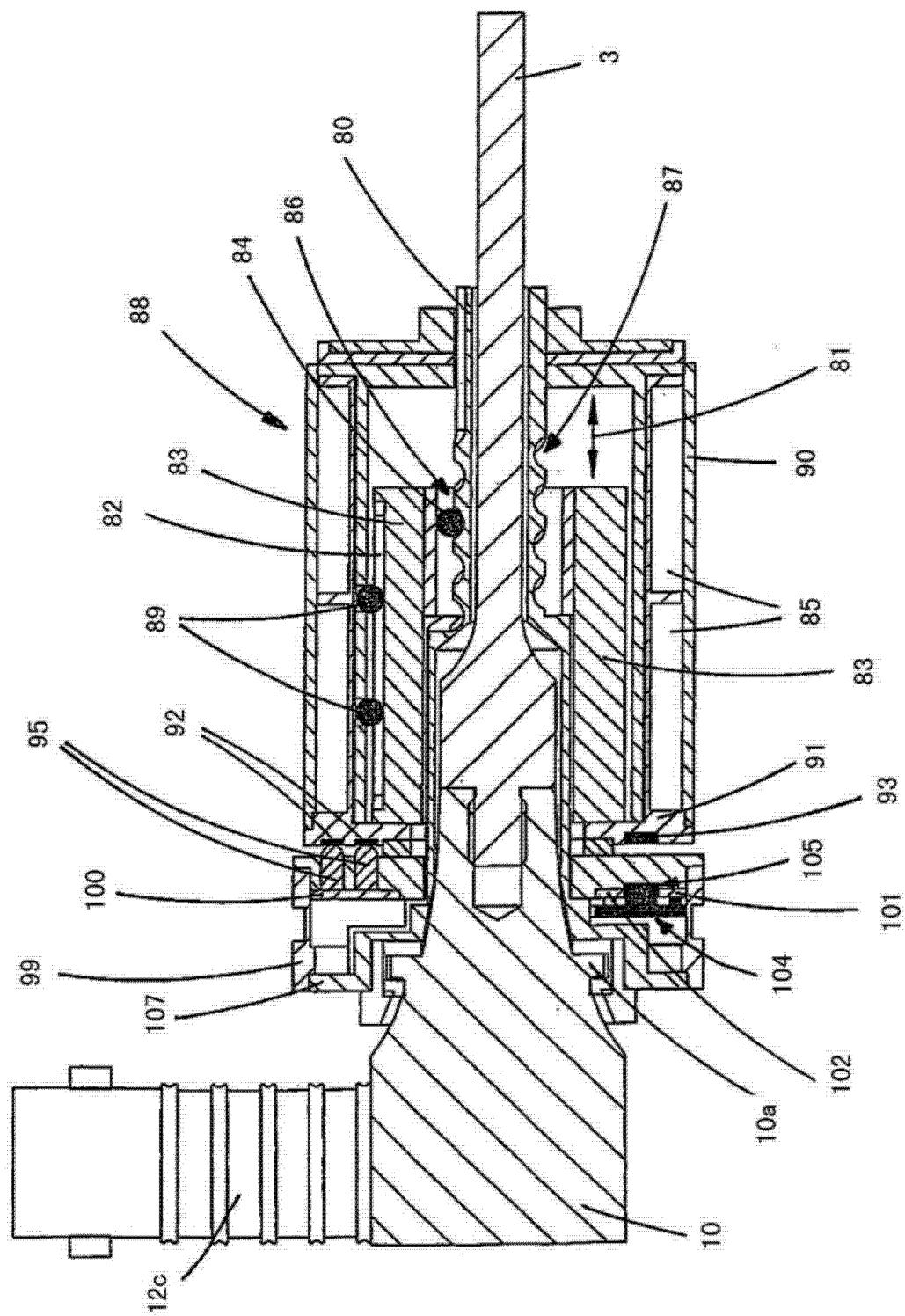


图 8

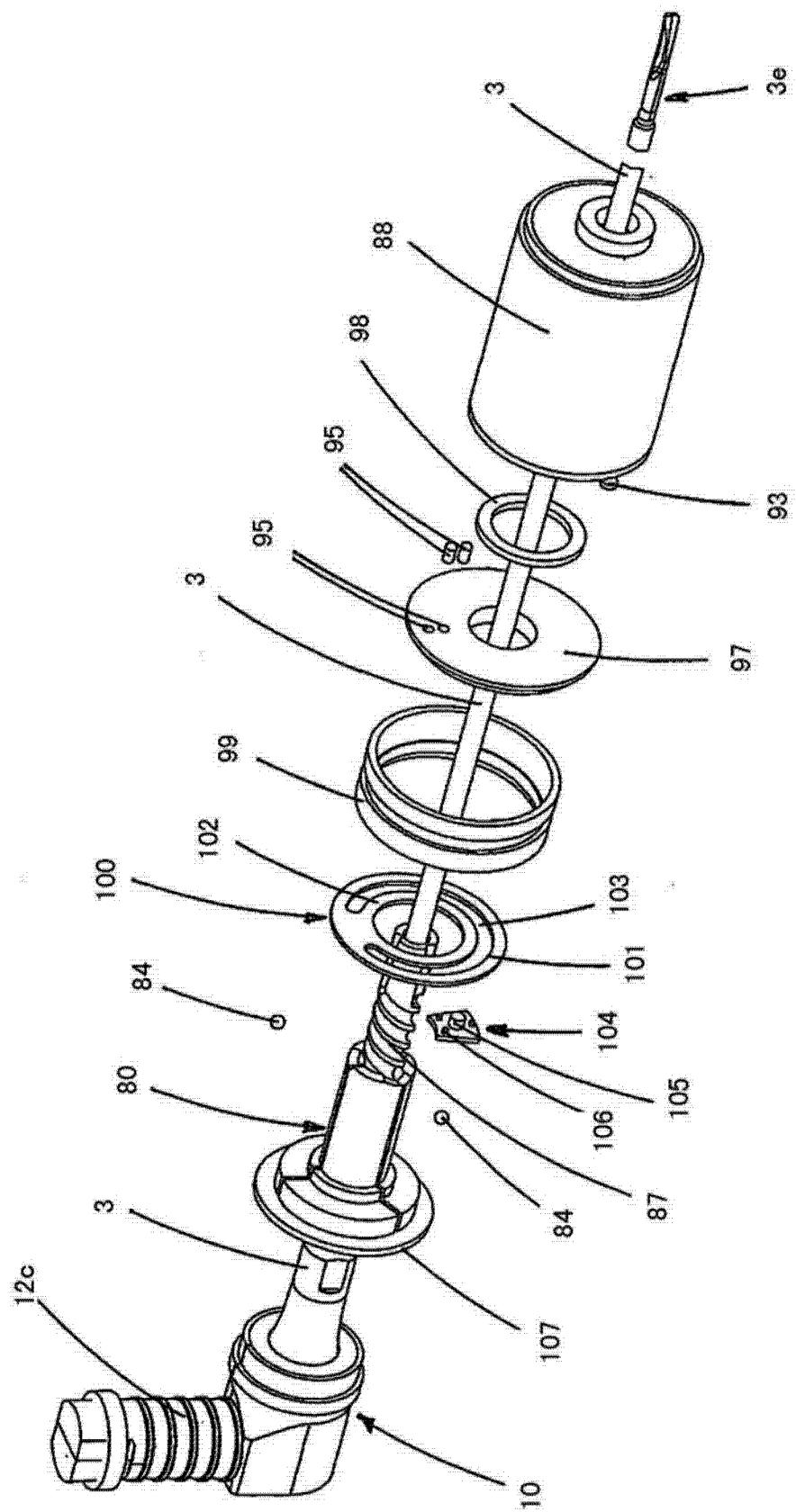


图 9

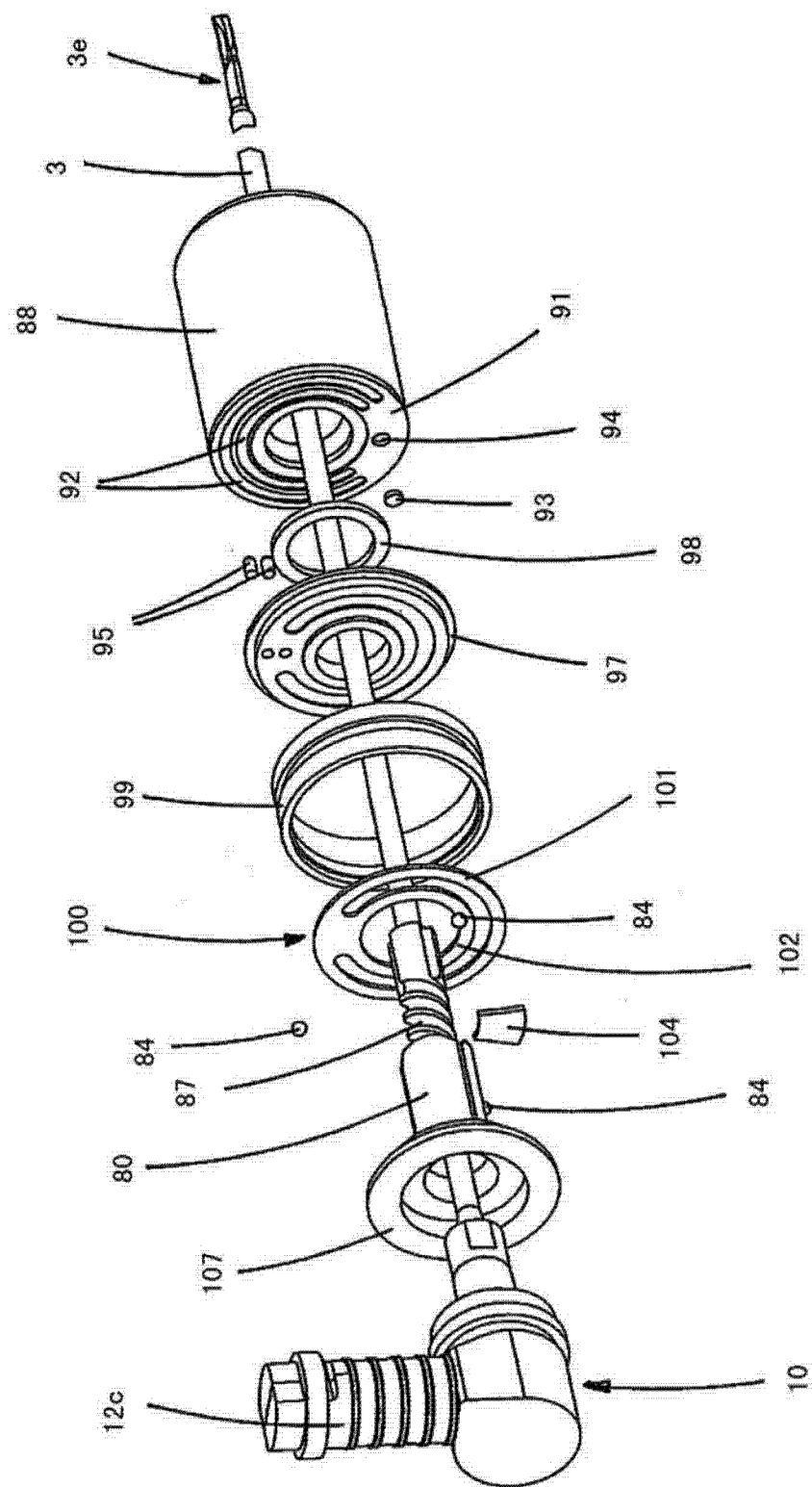


图 10

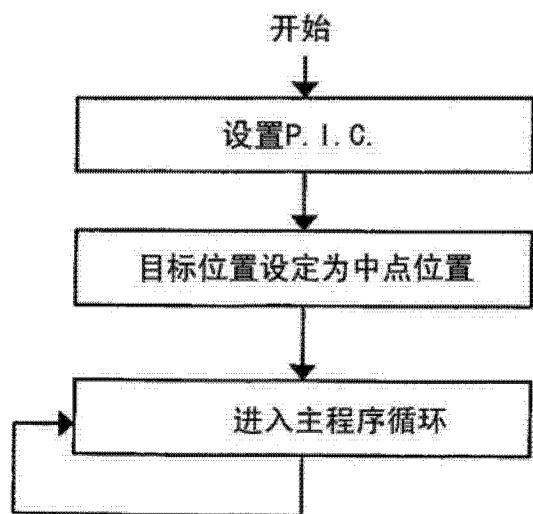


图 11a

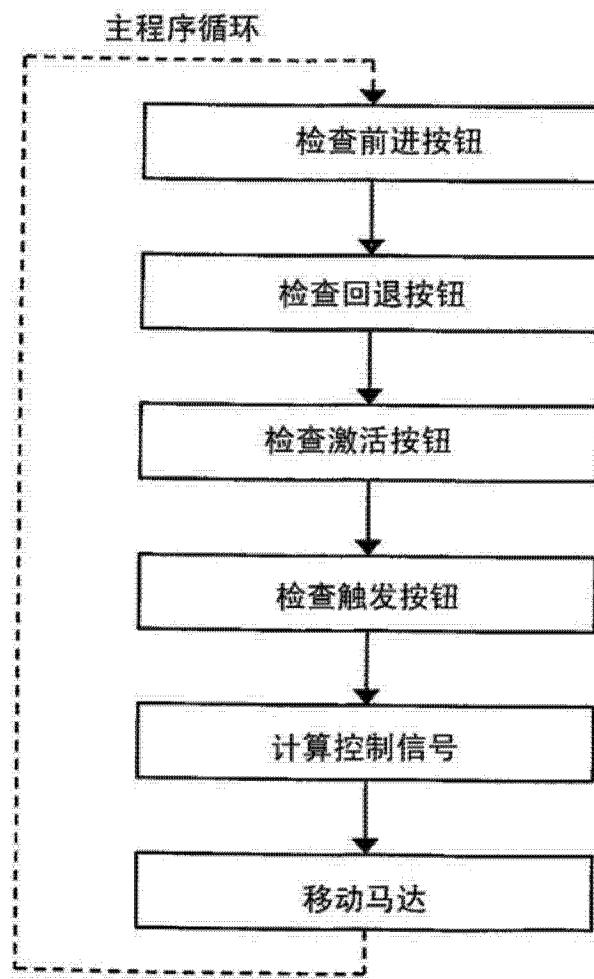


图 11b

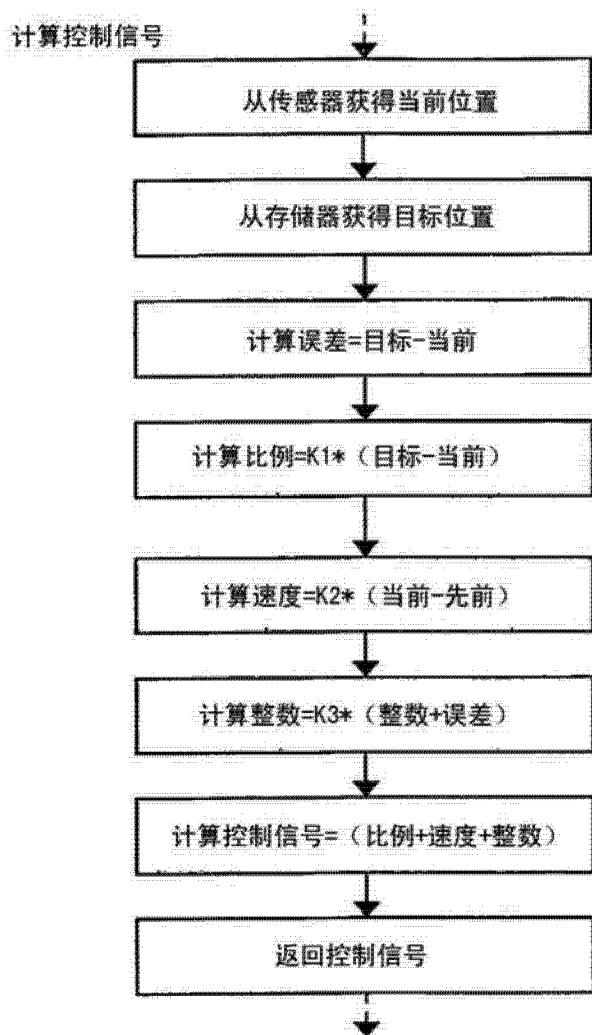


图 11c

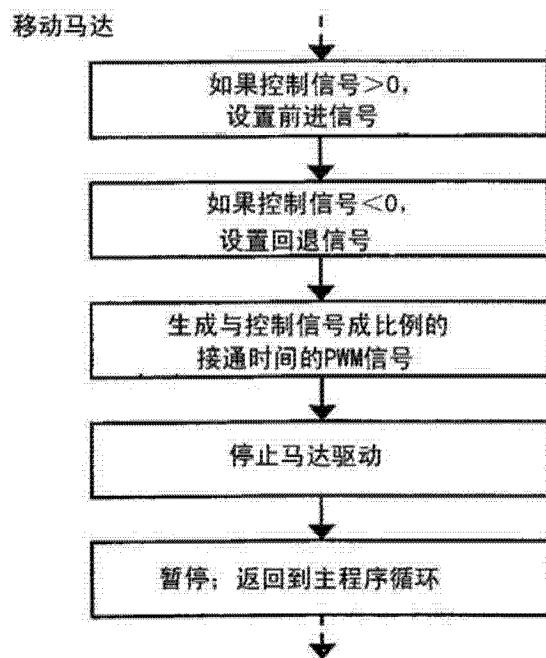


图 11d

专利名称(译)	用于腹腔镜的和开放外科手术的人机功效学手持件		
公开(公告)号	<a href="#">CN103269649A</a>	公开(公告)日	2013-08-28
申请号	CN201180061781.X	申请日	2011-10-24
[标]申请(专利权)人(译)	SRA发展公司		
申请(专利权)人(译)	SRA发展公司		
当前申请(专利权)人(译)	SRA发展公司		
[标]发明人	MJR扬 CJ利佛尔 NC赖特 PJ曼利		
发明人	M·J·R·扬 C·J·利佛尔 N·C·赖特 P·J·曼利		
IPC分类号	A61B17/29		
CPC分类号	A61B17/00234 A61B17/29 A61B18/04 A61B90/08 A61B2017/00017 A61B2017/00398 A61B2017/2929 A61B2017/320093 A61B2017/320094 A61B2017/320098 A61B2090/0811		
代理人(译)	王琼		
优先权	2010017968 2010-10-23 GB 2010019794 2010-11-22 GB 2010020672 2010-12-06 GB 2011002034 2011-02-04 GB		
其他公开文献	CN103269649B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)  
一种外科手术工具，具有细长轴(3)，所述细长轴(3)在它的远端部具有定向可操作元件(3e)，所述外科手术工具设有用于围绕所述轴(3)的纵向轴线旋转所述轴(3)和可操作元件(3e)的机构(88)。这使所述可操作元件(3e)不用使用者付出过多手运动地与组织的组成部分对齐。在优选方案中，所述机构(88)是用电力驱动的并且被调节以产生在选择的旋转位置之间的平滑的、受控制的、精确的运动。所述机构(88)可包括线性磁力型马达驱动装置(65、85)以沿着所述工具纵向地移动驱动元件(63、83)。这个驱动元件(63、83)与驱动轴(60、80)上的螺旋形造型(67、87)接合，使得所述驱动元件(63、83)的纵向运动转换成所述驱动轴(60、80)的和驱动轴(60、80)安装于其上的所述轴(3)及可操作元件(3e)的旋转运动。

