



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108472054 A

(43)申请公布日 2018.08.31

(21)申请号 201680068548.7

(74)专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理有限公司 11006

(22)申请日 2016.11.29

代理人 王玉双

(30)优先权数据

2015-233108 2015.11.30 JP

2016-075701 2016.04.05 JP

(51)Int.Cl.

A61B 17/29(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.05.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2016/005009 2016.11.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/094257 JA 2017.06.08

(71)申请人 索尼公司

地址 日本东京都

(72)发明人 森本类 宫原和彦

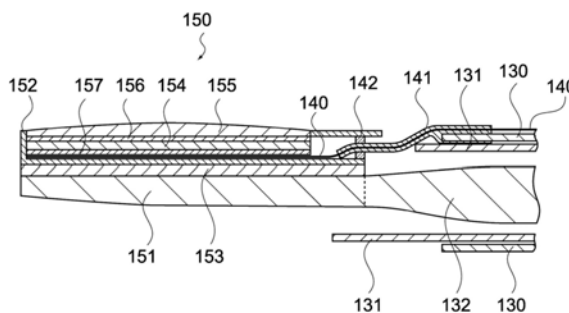
权利要求书3页 说明书22页 附图18页

(54)发明名称

用于内窥镜手术的手持器械

(57)摘要

提供了一种用于内窥镜手术的手持器械,其具有超声成像功能,该超声成像功能具有可实际使用的空间分辨率。根据本发明的用于内窥镜手术的手持器械包括轴(130)、夹爪(150)、手柄(110)、相控阵超声传感器(154)和信号配线(140)。夹爪(150)置于轴(130)的一端并具有夹持功能。手柄(110)置于轴(130)的另一端并具有操作夹爪(150)的操作机构(111)。相控阵超声传感器(154)安装在夹爪(150)上并具有成像功能。信号配线(140)被提供给轴(130)并连接超声传感器(154)和手柄(110)。



1. 一种用于内窥镜手术的手持器械,包括:
轴;
夹爪,所述夹爪放置于所述轴的一端并且具有夹持功能;
手柄,所述手柄放置于所述轴的另一端并且包括用于操作所述夹爪的操作机构;
相控阵超声传感器,所述相控阵超声传感器安装在所述夹爪上并且具有成像功能;以
及
信号配线,所述信号配线设置在所述轴上并且连接所述超声传感器和所述手柄。
2. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
所述信号配线是柔性印刷电路板,
所述用于内窥镜手术的手持器械进一步包括
密封构件,所述密封构件用于密封所述信号配线的从所述夹爪引出的部分。
3. 根据权利要求2所述的用于内窥镜手术的手持器械,进一步包括
覆盖构件,所述覆盖构件用于覆盖所述信号配线在所述夹爪与所述轴之间延伸的部
分。
4. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
所述信号配线放置于所述轴的外周表面上。
5. 根据权利要求4所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
所述轴由金属形成,并且被电固定在地电位。
6. 根据权利要求4所述的用于内窥镜手术的手持器械,进一步包括
保护构件,所述保护构件是由金属形成的管状构件并且覆盖所述信号配线。
7. 根据权利要求6所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
所述保护构件被电固定在地电位。
8. 根据权利要求4所述的用于内窥镜手术的手持器械,进一步包括
保护构件,所述保护构件包括覆盖所述信号配线的金属层和覆盖所述金属层的保护
层。
9. 根据权利要求8所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
所述金属层被电固定在地电位。
10. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
所述手柄进一步包括用于旋转所述轴的旋钮,
所述旋钮具有引入孔,并且
所述信号配线经由所述引入孔从所述手柄引入所述轴。
11. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
所述信号配线是柔性印刷电路板,
所述用于内窥镜手术的手持器械进一步包括密封构件,所述密封构件用于密封所述信
号配线的从所述夹爪引出的部分,
所述信号配线放置于所述轴的外周表面上,
所述手柄进一步包括用于旋转所述轴的旋钮,
所述旋钮具有引入孔,并且
所述信号配线经由所述引入孔从所述手柄引入所述轴。

12. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述相控阵超声传感器包括声透镜,所述声透镜由声阻抗不小于1.35M rayls且不大于1.74M rayls的材料形成。

13. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述相控阵超声传感器包括背衬层,所述背衬层由声阻抗不大于2.05M rayls的材料形成。

14. 根据权利要求13所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述相控阵超声传感器包括背衬层,所述背衬层由声衰减常数不小于2.29dB/MHz/mm的材料形成。

15. 根据权利要求13所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述背衬层由聚氨酯形成。

16. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述相控阵超声传感器包括声透镜和背衬层,所述声透镜由声阻抗不小于1.35Mrayls且不大于1.74M rayls的材料形成,所述背衬层由声阻抗不大于2.05M rayls的材料形成。

17. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述夹爪包括

夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴,

壳体,所述壳体安装在所述夹爪主体上并容纳所述相控阵超声传感器,以及组织垫,所述组织垫安装在所述夹爪主体的与所述壳体相反的一侧上。

18. 根据权利要求17所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述壳体和所述组织垫中的至少一个通过粘合剂安装在所述夹爪主体上。

19. 根据权利要求17所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述夹爪主体具有凹部,该凹部设置预所述壳体的一侧和所述组织垫的一侧中的至少之一,并且

所述壳体和所述组织垫中的至少一个具有与所述凹部接合的凸部。

20. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述夹爪包括

夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴,

热收缩管,所述热收缩管安装在所述夹爪主体上并将所述相控阵超声传感器覆盖于其中,以及

组织垫,所述组织垫安装在所述夹爪主体的与所述热收缩管相反的一侧上。

21. 根据权利要求20所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述热收缩管和所述组织垫中的至少一个通过粘合剂安装在所述夹爪主体上。

22. 根据权利要求20所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

所述夹爪主体具有与所述轴相反并分成两个或更多个端部的一侧,并且

所述热收缩管将所述相控阵超声传感器和所述夹爪主体的一端覆盖于其中。

23. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述夹爪包括

夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴并容纳所述相控阵超声传感器,以及

组织垫,所述组织垫安装在所述夹爪主体上。

24. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述夹爪包括

夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴,以及

组织垫兼壳体,所述组织垫兼壳体安装在所述夹爪主体上并容纳所述相控阵超声传感器,所述组织垫兼壳体的一部分或全部由聚氨酯形成。

25. 根据权利要求24所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中所述夹爪主体由金属形成。

26. 根据权利要求24所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

所述组织垫兼壳体包括由聚氨酯形成的组织垫部分和由不同于聚氨酯的材料形成并容纳所述相控阵超声传感器的壳体部分。

27. 根据权利要求1所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

所述夹爪包括支撑构件,所述支撑构件的刚性比所述相控阵超声传感器的刚性更高。

28. 根据权利要求17、20、23和24中任一项所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

所述夹爪包括支撑构件,所述支撑构件的刚性比所述相控阵超声传感器的刚性更高。

用于内窥镜手术的手持器械

技术领域

[0001] 本技术涉及一种用于内窥镜手术的手持器械,该内窥镜手术用于利用内窥镜进行手术。

背景技术

[0002] 在诸如腹腔镜手术和胸腔镜手术之类的内窥镜手术中,在患者的身体表面中设置开口(端口),并且将用于手术的手持器械、内窥镜等插入患者身体以进行手术。作为观察患者身体内部的手段,除了内窥镜之外,在某些情况下还使用超声成像。

[0003] 在超声成像中,超声波从包括超声换能器阵列的超声探头照射到观察对象上,并且超声探头检测从该超声探头反射的波以生成观察对象的超声图像。超声成像能够透过生物组织进行观察,并且适用于掌握血管的走行、肿瘤的位置和形状,寻找神经等。

[0004] 然而,在使用超声成像的情况下,有必要在病人的身体表面中提供用于超声探头的端口。另外,由于切割工具与超声探头的插入位置不同,所以切割前后的器官位置不同的可能性高,其导致通过由超声波可见的位置与实际要切割的位置不匹配的问题。

[0005] 就此而言,将用于超声成像的传感器安装在用于手术的手持器械上,使得不必为传感器提供端口并且使得在用于手术的手持器械与传感器的插入位置之间没有差异。作为将传感器安装在用于手术的手持器械上的示例,专利文献1中公开了一种用于手术的器械,其包括安装在其夹持装置尖端处的压力传感器并且能够获取血流的空间分布。

[0006] 引用列表

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献1:日本未审查专利申请公开第2012-511400号

发明内容

[0009] 发明要解决的问题

[0010] 然而,将用于超声成像的传感器安装在用于内窥镜手术的手持器械上并不容易。通常,在具有夹持功能的用于手术的手持器械中,可供超声传感器安装的占地面积仅为大约 $2\text{mm} \times 10\text{mm}$ 。当在这样的区域安装超声传感器时,由于开口直径减小(超声振动的中心频率增加)并且超声束容易扩展,所以空间分辨率降低。

[0011] 此外,在超声换能器阵列的厚度较大的情况下,用于手术的手持器械在从套管(用于将手术器械插入腹腔或胸腔中的器械)放入或取出时被卡住,用于手术的手持器械的可操作性显著降低。因此,需要一种超声换能器阵列,其具有减小的高度并且在将手持器械从套管放入和取出时不会导致问题。

[0012] 鉴于上述情况,本技术的目的是提供一种用于内窥镜手术的手持器械,其具有超声成像功能,该超声成像功能具有可实际使用的空间分辨率。

[0013] 解决问题的手段

[0014] 为了实现上述目的,根据本技术的实施方式的用于内窥镜手术的手持器械包括:

轴;夹爪;手柄;相控阵超声传感器;以及信号配线。

[0015] 所述夹爪安置在所述轴的一端并且具有夹持功能。

[0016] 所述手柄安置在所述轴的另一端并且包括用于操作所述夹爪的操作机构。

[0017] 所述相控阵超声传感器安装在所述夹爪上并且具有成像功能。

[0018] 所述信号配线设置在所述轴上并且连接所述超声传感器和所述手柄。

[0019] 其中相控阵包括超声换能器的相控阵超声传感器能够产生具有高的空间分辨率的超声图像。通过将该相控阵超声传感器安装在具有夹持功能的夹爪上,可以由夹爪夹持生物组织并且获得超声图像。结果,由于不必提供用于超声传感器的端口并且夹爪进入身体的插入位置与超声传感器的插入位置彼此匹配,所以可以提供高的便利性。

[0020] 所述信号配线是柔性印刷电路板,并且

[0021] 所述用于内窥镜手术的手持器械可进一步包括密封构件,所述密封构件用于密封所述信号配线的从所述夹爪引出的部分。

[0022] 由于超声成像的超声传感器包括许多个(例如,数十到数千个)超声换能器。由于不必将信号配线连接至单个的超声换能器,所以能够布置大量配线的柔性印刷电路板适于超声传感器的信号配线。另外,通过用密封构件密封信号配线的从夹爪引出的部分,可以防止液体进入安装在夹爪上的超声传感器。

[0023] 用于内窥镜手术的手持器械可以进一步包括覆盖构件,所述覆盖构件用于覆盖所述信号配线的在所述夹爪与所述轴之间延伸的部分。

[0024] 信号配线的在夹爪与轴之间延伸的该一部分从夹爪到轴暴露,并且随着夹爪的打开和闭合而弯曲。通过用覆盖构件覆盖该部分,可以保护信号配线并抑制断线等。

[0025] 所述信号配线可安置在所述轴的外周表面上。

[0026] 由于用于驱动夹爪的操作传递机构等被提供于轴内部,所以难以将信号配线穿入轴内部。然而,通过将信号配线安置在轴的外周表面上,可以用信号配线连接轴和手柄。

[0027] 所述轴可以由金属形成,并且被电固定在地电位。

[0028] 流过信号配线的用于超声成像的信号是大约几个 μV 的弱信号,并且易受噪声影响。然而,通过将轴电固定在地电位,可以抑制外部噪声的产生。

[0029] 用于内窥镜手术的手持器械可以进一步包括保护构件,所述保护构件是由金属形成的管状构件并且覆盖所述信号配线。

[0030] 通过用保护构件覆盖信号配线,可以防止信号配线与其他用于手术的手持器械等接触。

[0031] 所述保护构件可以被电固定在地电位。

[0032] 通过将保护构件电固定在地电位,可以抑制外部噪声的产生。

[0033] 用于内窥镜手术的手持器械可以进一步包括保护构件,所述保护构件包括覆盖所述信号配线的金属层和覆盖所述金属层的保护层。

[0034] 通过用保护构件覆盖信号配线,可以防止信号配线与其他用于手术的手持器械等接触。

[0035] 所述金属层可以被电固定在地电位。

[0036] 通过将保护构件的金属层电固定在地电位,可以抑制在信号配线中产生外部噪声。

- [0037] 所述手柄可以进一步包括用于旋转所述轴的旋钮，
- [0038] 所述旋钮可以具有引入孔，并且
- [0039] 所述信号配线经由所述引入孔从所述手柄引入所述轴。
- [0040] 利用该构造，可以经由旋钮将信号配线从手柄引入轴。
- [0041] 所述信号配线可以是柔性印刷电路板，
- [0042] 所述用于内窥镜手术的手持器械可以进一步包括密封构件，所述密封构件用于密封所述信号配线的从所述夹爪引出的部分，
- [0043] 所述信号配线可以配置在所述轴的外周表面上，
- [0044] 所述手柄可以进一步包括用于旋转所述轴的旋钮，
- [0045] 所述旋钮可以具有引入孔，并且
- [0046] 所述信号配线可以经由所述引入孔从所述手柄引入所述轴。
- [0047] 所述相控阵超声传感器可以包括声透镜，所述声透镜由声阻抗大于等于 1.35M rayls 且小于等于 1.74M rayls 的材料形成。
- [0048] 利用该构造，由于声透镜的声阻抗实质上与要和声透镜接触的生命体的声阻抗相同，所以可以减小声透镜的厚度。
- [0049] 所述相控阵超声传感器可以包括背衬层，所述背衬层由声阻抗不大于 2.05M rayls 的材料形成。
- [0050] 利用该构造，通过使用背衬层作为去匹配层（具有比构成超声换能器的压电材料的声阻抗高的声阻抗并且朝向背衬层反射声波的层）的替代，即使在减小背衬层的厚度的情况下，也可以提高背衬层的声衰减性能而无需使用去匹配层。
- [0051] 所述相控阵超声传感器可以包括背衬层，所述背衬层由声衰减常数不小于 2.29dB/MHz/mm 的材料形成。
- [0052] 利用该构造，通过减小背衬层的厚度而产生的混响分量能被背衬层吸收，并且可以抑制环晕伪影（由混响产生的虚像）和背景噪声。
- [0053] 所述背衬层由聚氨酯形成。
- [0054] 由于聚氨酯具有不大于 2.05M rayls 的声阻抗和不小于 2.29dB/MHz/mm 的声衰减常数，所以通过使用聚氨酯作为背衬层的材料可以减小背衬层的厚度。
- [0055] 所述相控阵超声传感器可以包括声透镜和背衬层，所述声透镜由声阻抗大于等于 1.35M rayls 且小于等于 1.74M rayls 的材料形成，所述背衬层由声阻抗不大于 2.05M rayls 的材料形成。
- [0056] 利用该构造，如上所述，可以减小声透镜和背衬层的厚度，并且减小相控阵超声传感器的高度。例如，从背衬层到声透镜的厚度可以减小至 2mm 以下。
- [0057] 所述夹爪可以包括夹爪主体，所述夹爪主体连接至所述轴；壳体，所述壳体安装在所述夹爪主体上并容纳相控阵超声传感器；以及组织垫，所述组织垫安装在所述夹爪主体的与所述壳体相反的一侧上。
- [0058] 利用该构造，由于相控阵超声传感器容纳在壳体中，所以防止构成该超声传感器的电子材料暴露，并且维持了夹爪的生物相容性。另外，由于设置了组织垫，所以减小了摩擦力和热量对超声传感器的影响。由于将超声传感器的保持功能和夹爪的夹持功能一体化，所以从套管放入和取出夹爪不会变成障碍，并且不会损害作为手术器械的可用性。

- [0059] 所述壳体和所述组织垫中的至少一个可以通过粘合剂安装在所述夹爪主体上。
- [0060] 如上所述,由于设置了组织垫,可以使用医用粘合剂来粘接壳体或组织垫。
- [0061] 所述夹爪主体可以具有设置于所述壳体的一侧和所述组织垫的一侧中的至少一个的凹部,并且
- [0062] 所述壳体和所述组织垫中的至少一个具有与所述凹部接合的凸部。
- [0063] 还可以通过将凸部与凹部接合来将壳体或组织垫安装在夹爪主体上,而无需使用医用粘合剂。
- [0064] 所述夹爪可以包括夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴;热收缩管,所述热收缩管安装在所述夹爪主体上并将所述相控阵超声传感器覆盖于其中;以及组织垫,所述组织垫安装在所述夹爪主体的与所述热收缩管相反的一侧上。
- [0065] 利用该构造,由于相控阵超声传感器被热收缩管覆盖,所以防止构成该超声传感器的电子材料暴露,并且维持了夹爪的生物相容性。另外,由于设置了组织垫,所以减小了摩擦力和热量对超声传感器的影响。
- [0066] 所述热收缩管和所述组织垫中的至少一个通过粘合剂安装在所述夹爪主体上。
- [0067] 如上所述,由于设置了组织垫,可以使用医用粘合剂来粘接热收缩管或组织垫。
- [0068] 所述夹爪主体可以具有与所述轴相反并且分成两个或更多个端部的一侧,并且所述热收缩管可以将所述相控阵超声传感器和所述夹爪主体的一端覆盖于其中。
- [0069] 由于热收缩管将超声传感器和夹爪主体的一端覆盖于其中,所以可以将超声传感器固定到夹爪主体。
- [0070] 所述夹爪可以包括夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴并容纳所述相控阵超声传感器;以及组织垫,所述组织垫安装在所述夹爪主体上。
- [0071] 利用该构造,由于相控阵超声传感器被夹爪主体覆盖,所以防止构成该超声传感器的电子材料暴露,并且维持了夹爪的生物相容性。另外,由于设置了组织垫,所以减小了摩擦力和热量对超声传感器的影响。
- [0072] 所述夹爪可以包括夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴;以及组织垫兼壳体,所述组织垫兼壳体安装在所述夹爪主体上并容纳所述相控阵超声传感器,所述组织垫兼壳体的一部分或全部由聚氨酯形成。
- [0073] 利用该构造,由于夹爪包括由聚氨酯形成的组织垫兼壳体,所以不必单独设置组织垫。
- [0074] 所述夹爪主体可以由金属形成。
- [0075] 由于夹爪主体连接至轴并且是在打开和闭合夹爪时被驱动的部分,所以可以通过用金属形成夹爪主体来确保强度。
- [0076] 所述组织垫兼壳体包括由聚氨酯形成的组织垫部分和由不同于聚氨酯的材料形成并容纳所述相控阵超声传感器的壳体部分。
- [0077] 组织垫兼壳体可以由两种材料形成。这样的结构可以通过双色成型来实现。
- [0078] 所述夹爪可以包括支撑构件,所述支撑构件具有比所述相控阵超声传感器的刚性更高的刚性。
- [0079] 利用该构造,可以通过支撑构件确保夹爪的强度。
- [0080] 发明的效果

[0081] 如上所述,根据本技术,可以提供一种用于内窥镜手术的手持器械,其具有超声成像功能,该超声成像功能具有可实际使用的空间分辨率。应注意在此描述的效果不是必需的限定,而可以是本公开中描述的任一项。

附图说明

- [0082] 图1是根据本技术的实施方式的用于内窥镜手术的手持器械的平面图。
- [0083] 图2是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的夹爪的构造的剖面图。
- [0084] 图3是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的夹爪的构造的剖面图。
- [0085] 图4是示出安装在设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的夹爪上的超声换能器阵列的构造的剖面图。
- [0086] 图5是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的夹爪的构造的剖面图。
- [0087] 图6是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的夹爪的构造的剖面图。
- [0088] 图7是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的轴的构造的示意图。
- [0089] 图8是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的轴的构造的示意图。
- [0090] 图9是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的轴的构造的示意图。
- [0091] 图10是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的旋钮的构造的剖面图。
- [0092] 图11是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的旋钮的构造的剖面图。
- [0093] 图12是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的旋钮的构造的剖面图。
- [0094] 图13是示出设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的旋钮的构造的平面图。
- [0095] 图14是示出设置在现有的用于内窥镜手术的手持器械中的旋钮的构造的剖面图。
- [0096] 图15是示出设置在现有的用于内窥镜手术的手持器械中的旋钮的构造的平面图。
- [0097] 图16是示出设置在根据本技术的实施方式的用于内窥镜手术的手持器械中的手柄的构造的剖面图。
- [0098] 图17是示出设置在现有的用于内窥镜手术的手持器械中的手柄的构造的剖面图。
- [0099] 图18是示出在设置在根据本技术的实施方式的用于内窥镜手术的手持器械中的夹爪上安装的超声传感器的构造的剖面图。
- [0100] 图19是示出在设置在该用于内窥镜手术的手持器械中的夹爪上安装的超声传感器的构造的剖面图。
- [0101] 图20是示出背衬层的厚度对声吸收性能的影响的模拟结果。
- [0102] 图21是示出背衬层的厚度对声吸收性能的影响的模拟结果。
- [0103] 图22是示出根据本技术的另一实施方式1的夹爪的构造的部分剖面图。
- [0104] 图23是示出根据本技术的另一实施方式1的夹爪的构造的剖面图。
- [0105] 图24是示出根据本技术的另一实施方式2的夹爪的构造的部分剖面图。
- [0106] 图25是示出根据本技术的另一实施方式2的夹爪的构造的剖面图。
- [0107] 图26是示出根据本技术的另一实施方式3的夹爪的构造的部分剖面图。
- [0108] 图27是示出根据本技术的另一实施方式3的夹爪的构造的剖面图。
- [0109] 图28是示出根据本技术的另一实施方式4的夹爪的构造的部分剖面图。
- [0110] 图29是示出根据本技术的另一实施方式4的夹爪的构造的剖面图。
- [0111] 图30是示出设置在根据本技术的另一实施方式4的夹爪中的夹爪主体的构造的剖

面图。

[0112] 图31是示出根据本技术的另一实施方式5的夹爪的构造的部分剖面图。

[0113] 图32是示出根据本技术的另一实施方式5的夹爪的构造的剖面图。

[0114] 图33是示出根据本技术的另一实施方式6的夹爪的构造的部分剖面图。

[0115] 图34是示出根据本技术的另一实施方式6的夹爪的构造的剖面图。

[0116] 图35是示出根据本技术的另一实施方式7的夹爪的构造的部分剖面图。

[0117] 图36是示出根据本技术的另一实施方式7的夹爪的构造的剖面图。

具体实施方式

[0118] 将描述根据本实施方式的用于内窥镜手术的器械。

[0119] [观察系统的构造]

[0120] 图1是示出根据本实施方式的用于内窥镜手术的手持器械(以下,称为手持器械)100的整体构造的平面图。手持器械100是超声凝固切割装置。然而,除了超声凝固切割装置以外,本实施方式也可以应用于具有夹持功能的用于内窥镜手术的手持器械。

[0121] 如图所示,手持器械100包括手柄110、轴130和夹爪150。夹爪150设置在轴130的一端处。手柄110设置在轴130的与夹爪150相反的一端。

[0122] 夹爪150构造为可打开和可闭合。在医师操作提供给手柄110的扳机111时,操作经由被贯穿插入轴130的操作传递机构而传递至夹爪150,夹爪150打开和闭合。

[0123] 因此,可以通过夹爪150来夹持生物组织。另外,在医师转动设置于手柄110的旋钮112时,连接到旋钮112的轴130被转动,并且相对于手柄110调节夹爪150的旋转角。

[0124] 夹爪150可以是能够切割生物组织并夹持生物组织的夹爪。虽然在下面的描述中夹爪150构造为能够通过超声切割夹持的生物组织,但是夹爪150可以仅具有夹持功能。具有夹持功能的用于手术的手持器械的示例包括钳子、具有切割功能的双极止血装置和自动缝合装置。本实施方式可应用于这些器械中的任何一个。

[0125] [夹爪的构造]

[0126] 将描述夹爪150的详细构造。图2和图3是夹爪150和轴130的部分剖面图。

[0127] 这些图中示出的夹爪150包括探头151和可移动夹爪152。

[0128] 探头151连接至被贯穿插入轴130的超声传递杆132,并接收从超声传递杆132传递的超声波以振动。以此方式,探头151用作超声凝固切割的刀片。

[0129] 可移动夹爪152连接至插入轴130的夹爪驱动管131,并如图2和图3所示构造成在夹爪驱动管131沿轴130的延伸方向前后移动时相对于探头151是可打开的和可闭合的。因此,可以通过可移动夹爪152和探头151来夹持生物组织。

[0130] 可移动夹爪152包括组织垫153、超声换能器阵列154、声透镜155、声匹配层156和背衬层157。

[0131] 组织垫153在可移动夹爪152中放置在探头151上,并且在可移动夹爪152闭合时与探头151一起夹持生物组织。

[0132] 图4是示出超声换能器阵列154的构造的示意图。如图所示,超声换能器阵列154包括超声换能器158、上电极159和下电极160。

[0133] 超声换能器158由诸如PZT(锆钛酸铅)之类的压电材料形成,并且多个超声换能器

158布置为构成相控阵。在超声换能器158之间,填充诸如由环氧树脂等形成的吸声体之类的填料161。

[0134] 上电极159和下电极160由导电材料形成,并布置为夹持超声换能器158。下电极160针对超声换能器158中的每一个是分开的,上电极159形成在该多个超声换能器158上。

[0135] 上电极159和下电极160各自连接到信号线140。当在上电极159与下电极160之间施加电压时,在超声换能器158中出现由逆压电效应导致的振动以产生超声波。另外,在反射波进入超声换能器158时,由于压电效应而导致的极化出现,并经由信号线140输出。

[0136] 超声换能器阵列的构造不限于在此所示出的,只要多个超声换能器158构成相控阵即可。每一个超声换能器158的尺寸未特别限定,可以是例如,250平方 μm 。构成超声换能器阵列154的超声换能器158的数量可以是数十个到数千个。

[0137] 声透镜155聚焦由超声换能器158产生的超声。声透镜155放置在可移动夹爪152的与组织垫153相反的一侧上,并且与要观察的生物组织接触。声透镜155由硅橡胶和诸如聚醚酰胺共聚物之类的尼龙树脂形成,并且声透镜155的尺寸或形状未特别限定。如在后将描述的,声透镜155优选由声阻抗不小于1.35M rayls且不大于1.74M rayls的材料形成。

[0138] 声匹配层156减小在生物组织与超声换能器158之间的声阻抗的差异,并防止超声波朝向生物组织反射。声匹配层156由合成树脂或陶瓷材料形成。声匹配层156可以具有多个层。

[0139] 背衬层157位于超声换能器阵列154与组织垫153之间,并吸收超声换能器158的不必要的振动。背衬层157由将填料和合成树脂混合得到的材料等形成。如在后将描述的,背衬层157优选由声阻抗不大于2.05M rayls且声衰减常数不小于2.29dB/MHz/mm的材料形成。

[0140] 夹爪150具有上述构造。通过由可移动夹爪152和探头151来夹持生物组织并从探头151施加超声,可以凝固或切割被夹持的生物组织。

[0141] 另外,通过将可从可移动夹爪150发出的超声波施加到与声透镜155接触的生物组织并检测反射波,可以产生超声图像。也就是说,在可移动夹爪152上,安装了能够执行超声成像的超声传感器。

[0142] 待安装在根据本实施方式的手持器械100的相控阵列超声传感器优选具有能够减小高度的结构。图18和图19是可应用于本实施方式的具有减小的高度的相控阵列超声传感器的剖面图。图18是沿与轴130的延伸方向垂直的平面截取的剖面图,图19是从与图2相同的方向来看的剖面图。

[0143] 如上所述,相控阵列超声传感器包括超声换能器阵列154、声透镜155、声匹配层156和背衬层157。超声换能器阵列154包括超声换能器158、上电极159和下电极160,声匹配层156包括第一声匹配层156a和第二声匹配层156b。

[0144] 声透镜155优选由声阻抗不小于1.35M rayls且不大于1.74M rayls的材料形成。另外,背衬层157优选由声阻抗不大于2.05M rayls的材料形成,并且更优选由声阻抗不大于2.05M rayls且声衰减常数不小于2.29dB/MHz/mm的材料形成。

[0145] 将在下面讨论相控阵列超声传感器的厚度。小尺寸的相控阵列超声传感器的优选示例包括心腔内超声导管的超声传感器。由于其在包括64ch以上的换能器元件时具有 $2 \times 10\text{mm}$ 的占地面积,所以其尺寸与待安装在如本实施方式的可移动夹爪152上的相控阵列超

声传感器的尺寸接近。

[0146] 然而,在心腔内超声导管的超声传感器中,从声透镜到背衬层的厚度大约为2.3mm。因此,在可移动夹爪152上按原样安装该超声传感器的情况下,在尖端处的直径超过5mm。结果,从套管放入或取出时被卡住,手持器械100的可操作性大幅降低。

[0147] 由于一般的用于内窥镜手术的手持器械也需要2.0mm的组织垫和夹爪结构的厚度,所以在根据本实施方式的手持器械100中,从组织垫153至声透镜155的厚度需要减小至2.0mm以下。

[0148] 用于减小高度的装置的示例包括声透镜155和背衬层157的薄化。可通过具有与要与声透镜155接触的生命体的声阻抗(尽管根据部位而不同,但都不小于1.35M rayls且不大于1.74M rayls)类似的声阻抗的材料形成声透镜155来减小声透镜155的厚度(文献1: Ben Cox, "Acoustics for Ultrasound Imaging", University College of London Lecture notes (2013), https://www.ucl.ac.uk/medphys/staff/people/bcox/USlecturenotes_Jan2013.pdf.)。

[0149] 声阻抗不小于1.35M rayls且不大于1.74M rayls的材料的示例包括尼龙聚合物、芳族聚合物、脂族聚合物和丙烯酸树脂。再者,为了调节声聚焦/声阻抗,可以将填料与上述材料混合以形成复合物。填料的示例包括诸如丙烯酸类、聚氨酯、硅树脂和橡胶聚合物材料的其他类型的聚合物材料,诸如TiO_x、AlO_x、ZnO_x、SiO_x和HfO_x(x被调节至优选组成)的无机氧化物,以及诸如W、Pt、Ag和Au粉末的金属粉末。

[0150] 在图18和图19中示出的构造中,通过形成具有1.52M rayls的声阻抗的材料的声透镜155,声透镜155的厚度可以减小至0.3mm。

[0151] 具有低声阻抗和高声吸收性能的材料用于背衬层157。因此,背衬层157具有朝向背表面方向(与声透镜155相反的方向)反射大多数超声波的结构,并且有效吸收通过其的少量声波。

[0152] 首先,将讨论声阻抗。在形成具有低声阻抗的材料的背衬层157时,产生混响分量。混响分量对其中在换能器附近的区域由于死区时间而不能被观察到的死区的导出和距离分辨率的增加具有不利影响。根据文献2(M.G.Mooney et al., "Linear Array Transducers with Improved Image Quality for Vascular Ultrasonic Imaging", Hewlett-Pachard Journal Aug. (1994), p.43-51.), 距离分辨率规定为-20dB,并且距离分辨率增加。

[0153] 在减小超声传感器的高度的情况下,背衬层的可用厚度仅为1mm以下,声吸收性能不足,特别是在低频处。就此而言,通常,采取添加去匹配层、将指向背表面的声波反射、并通过背衬层吸收其余波的方法。然而,添加去匹配层增加了总厚度和生产步骤数,这增加了成本。

[0154] 同时,在该实施方式中,选择与背衬层157声失配的材料。根据文献2,由于距离分辨率由-20dB宽度规定,它被构造成反射所产生的声波的90%或更多。

[0155] 具体地,在超声换能器158的声阻抗由 z_2 表示并且背衬层157的声阻抗由 z_1 表示时,反射率 τ_p 由下式表示(式1)。

[0156] [数学运算1]

$$[0157] \quad \tau_p = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \dots (式1)$$

[0158] 注意到虽然用于医疗用途的压电材料是诸如PZT和PMNPT之类的单晶材料,但是其声阻抗不大于29M rayls至37M rayls。该声阻抗用作 z_1 以计算给出90%以上的反射率 τ_p 的 z_2 ,由此获得在2.05M rayls至1.52M rayls以下的 z_2 。因此,背衬层157优选由声阻抗不大于2.05M rayls的材料形成。

[0159] 其次,将讨论声吸收性能。通过形成具有高声吸收性能的材料背衬层157,可以薄化背衬层157。例如,在通过混合W粉末和丙烯酸树脂而得到的通常的背衬材料具有大约1.40dB/MHz/mm的声衰减常数时,高声吸收材料的声衰减常数达到2.29至5.0dB/MHz/mm,使得期望背衬层157薄化。

[0160] 同时,通过形成具有低声阻抗的材料背衬层157而产生-20dB宽度以下的混响分量增加了作为由混响产生的虚像的环晕伪影和背景噪声,这导致了差的对比度,它需要被抑制。因此,需要抑制混响分量。

[0161] 在手持器械100中,由于其目的在于在操作者不能看到目标对象的深度处观察目标对象,所以这样的深度设置为至少3mm以上(文献3:V.Tuchin;Tissue Optics:Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis.SPIE Press)并且在7MHz处的混响噪声成分在传递的超声最大强度的基础上设置为-60dB以下。结果,背衬层157需要由具有2.29dB/MHz/mm以上的声衰减常数的材料形成。

[0162] 综上所述,背衬层157优选由具有2.05M rayls以下的声阻抗的材料形成,并且优选由具有2.05M rayls以下的声阻抗和2.29dB/MHz/mm以上的声衰减常数的材料形成。具有2.05M rayls以下的声阻抗和2.29dB/MHz/mm以上的声衰减常数的材料的示例包括诸如发泡聚氨酯之类的聚氨酯。

[0163] 在图18和图19示出的构造中,通过形成具有2.05M rayls的声阻抗和2.29dB/MHz/mm的声衰减常数的背衬层157,可以在抑制混响的同时将背衬层157的厚度减小至0.4mm以下。

[0164] 通过上述声透镜155和背衬层157的结构,可以在如图18和图19所示的构造中将从声透镜155至背衬层157的厚度减小至0.94mm。因此,可以防止手持器械100在从套筒放入和取出时被卡住。

[0165] 将描述在厚度方面的改进的具体示例。将讨论其中在构成超声换能器的压电材料的声阻抗为29Mrayls时,使用背衬材料A或背衬材料B作为构成背衬层的材料(以下,称为背衬材料)的情况。

[0166] 背衬材料A通过向一般的环氧树脂材料添加填料而得到,并且具有8.7M rayls的声阻抗和3.00dB/MHz/mm的声衰减常数。背衬材料B是发泡聚氨酯,并且具有1.57M rayls的声阻抗和2.29dB/MHz/mm的声衰减常数。

[0167] 根据上述(式1)计算反射率导致针对背衬材料A为55.4%且针对背衬材料B为90.5%。此时,稍后变成混响的朝向背表面方向的声的强度已经减小至大约1/5。

[0168] 其次,通过背衬层执行声吸收。为了比较与装置结构无关的声吸收性能,通过在100至1000 μ m的范围内改变来模拟背衬层的厚度,并且将波形转换为绝对值。图20是背衬材料A的模拟结果,图21是背衬材料B的模拟结果。

[0169] 如图所示,背衬材料A(图20)具有较大的声吸收性能。然而,由于朝着背表面方向的声波减少,所以背衬材料B(图21)具有更快的声衰减。在通过对由每层厚度的数据形成的包络线的20dB宽度和60dB宽度评估(通过声速 \times 时间宽度转换为距离宽度)时,在-20dB宽度的情况下,针对背衬材料A为1.1mm,针对背衬材料B为0.4mm。另外,在-60dB宽度的情况下,针对背衬材料A为4.7mm,针对背衬材料B为3.3mm。

[0170] 如上所述,背衬材料B在示出距离分辨率的-20dB宽度或表示死区的-60dB二者中均优异。因此,背衬层157优选由具有2.29dB/MHz/mm以上的声衰减常数的材料形成。

[0171] [关于信号配线]

[0172] 如上所述,信号配线140连接至超声换能器阵列154。由于信号配线140包括要连接到构成超声换能器阵列154的超声换能器158的大量信号配线,因此信号配线140可以是柔性印刷电路板。

[0173] 如图2所示,可移动夹爪152和轴130上方的信号配线140的一部分被覆盖构件141覆盖。覆盖构件141由诸如聚合物涂层材料和橡胶材料之类的防水涂层材料形成,并且根据可移动夹爪152的打开和闭合而变形以防止信号配线140与诸如血液之类的液体、其他手术器械等接触,并且抑制信号配线140的断线。

[0174] 另外,密封构件142配置在信号配线140从可移动夹爪152引出的一部分上。密封构件142是由合成树脂、橡胶材料等形成的防水帽。在密封构件142中设置开口,信号配线140和覆盖构件141插入该开口中。信号配线140从可移动夹爪152引出的该部分由密封构件142密封,从而防止液体进入可移动夹爪152。

[0175] 图5和图6是示出密封部件142的另一构造的示意图。如图5所示,密封构件142可以密封信号配线140从可移动夹爪152引出的整个部分。根据该结构,可以进一步提高由密封部件142带来的防水性。

[0176] 另外,如图6所示,信号配线140可以由可移动夹爪152上方引入。因此,可以防止信号配线140通过与超声传递杆132和发出超声振动的探头151接触而损坏。另外,由于可移动夹爪152与超声传递杆132之间的间隙变宽,因而诸如凝固的血液和生物组织的渣滓不太可能积累,并容易地去除。

[0177] [关于轴]

[0178] 图7是示出轴130的构造的示意图。如图所示,管状的夹爪驱动管131插入轴130,超声传递杆132插入夹爪驱动管131。

[0179] 轴130是由金属形成的管状构件,并且连接手柄110和夹爪150。轴130固定到旋钮112,随着旋钮112的旋转而旋转,并且相对于手柄110旋转夹爪150。

[0180] 夹爪驱动管131连接至设置到手柄110的扳机111,并且在操作扳机111时在轴130的延伸方向上前后移动,从而打开和闭合夹爪150。另外,手持器械100除了夹爪驱动管131之外还可以包括设置在轴130中并将扳机111的操作传递到夹爪150的操作传递机构。

[0181] 超声传输棒132连接至设置到手柄110的超声传递机构(稍后描述),并且将超声传递到探头151。超声传递杆132接收由连接至超声传递机构的超声发生器所产生的超声振动以振动。因此,超声传递杆132能够将超声传递到探头151。

[0182] 在轴130的外周表面上,配置作为柔性印刷电路板的信号配线140。由于夹爪驱动管131和超声传递杆132插入轴130,所以难以将信号配线140穿过轴130。然而,通过将信号

配线140配置在轴130的外周表面上,可以将信号配线140从夹爪150通到手柄110。

[0183] 这不限于其中如上所述的手持器械100具有超声凝固切割功能的情况。其中手持器械100是钳子、具有切割功能的双极止血装置、自动缝合装置等的情况也如此。由于在轴130内部存在一些机构,所以将信号配线140配置在轴130的外周表面上是有效的。

[0184] 另外,如图7所示,轴130通过接地配线133连接至地电位,即,轴130被电固定在地电位。通过将轴130电固定在地电位,可以防止在信号配线140中产生噪声。

[0185] 图8和图9是示出轴130的另一构造的示意图。如图8所示,手持器械100可以包括保护构件134。保护构件134是由金属形成的管状构件,并且轴130通过保护构件134插入。因此,信号配线140被保护部件134覆盖。

[0186] 如图8所示,保护构件134通过接地配线135连接至地电位,即,保护构件134被电固定在地电位。因此,信号配线140被轴130与电固定在地电位的保护构件134夹持,这使得可以更有效地防止在信号配线140中产生噪声。另外,保护构件134保护信号配线140,并且能够防止信号配线140通过与其他手术器械等碰撞而损坏。

[0187] 另外,如图9所示,手持器械100可以包括保护构件136。保护构件136包括覆盖信号配线140的金属层137和覆盖金属层137的保护层138。

[0188] 金属层137可以是通过沉积工艺形成在信号配线140上的金属薄膜,或者具有实心图案(solid pattern)的柔性印刷电路板等。保护层138可以通过在金属层137上涂覆聚合物、玻璃涂层、非晶硅、类金刚石碳等来形成。

[0189] 如图9所示,金属层137通过接地配线139连接至地电位,即,金属层137被电固定在地电位。因此,信号配线140被轴130和电固定在地电位的金属层137夹持,这使得可以防止在信号配线140中产生噪声。另外,保护层138防止信号配线140被损坏。再者,保护构件136可以仅包括金属层137和保护层138中的任何一个。

[0190] [关于旋钮]

[0191] 如图1所示,旋钮112设置于手柄110。图10至图12是示出旋钮112的构造的剖面图,图13是示出旋钮112的构造的平面图。如图10所示,旋钮112由手柄110的壳体可旋转地支撑,并且围绕旋钮112的旋转轴线设置通孔112a。

[0192] 如图11所示,超声传递杆132、夹爪驱动管131和轴130插入通孔112a。轴130固定到旋钮112。在旋钮112相对于手柄110旋转时,轴130与旋钮112一起旋转。

[0193] 再者,如图11和图13所示,引入孔112b设置到旋钮112。引入孔112b在夹爪驱动管131的外周处与手柄110的壳体内部和通孔112a连通。

[0194] 如图12和图13所示,信号配线140通过引入孔112b插入,并从轴130引入手柄110的壳体内部。

[0195] 图14是示出用于设置到在用于内窥镜手术的一般的手持器械中包括的手柄301的轴的旋钮302的剖面图,图15是旋钮302的平面图。如图所示,在手持器械300中,轴303、夹爪驱动管304和超声传递杆305插入旋钮302。在用于内窥镜手术的通常手持器械中,不存在将配线从轴303引入手柄301的壳体内部,引入孔未设置到旋钮。

[0196] 与此相对,在根据本实施方式的手持器械100中,存在将从设置到夹爪150的超声换能器阵列154延伸的信号配线引入手柄110的壳体内部的需要,但是可以通过使用引入孔112b来引入信号配线140。

[0197] [关于手柄]

[0198] 图16是手柄110的剖面图。如图所示,操作机构113设置于手柄110。夹爪驱动管131和超声传递杆132经由旋钮112插入手柄的壳体110内部,夹爪驱动管131连接至操作机构113。当用户操作连接至操作机构113的扳机111(参照图1)时,操作机构113操作并使夹爪驱动管131沿轴130的延伸方向前后旋转以打开和关闭夹爪150。

[0199] 在超声传递杆132的端部设置超声传递机构170。超声传递机构170声连接至安装在手柄110上的超声发生器(未示出),并且将由超声发生器产生的超声传递到超声传递杆132。

[0200] 如上所述,信号配线140经由设置于旋钮112的引入孔112b引入手柄110的壳体内部。信号配线140具有足够的长度,使得即使在旋钮112旋转360°或更多的情况下也不会扭曲。

[0201] 另外,连接器143设置在信号配线140的端部。连接器140是用于向超声发生器(未示出)电发送信号配线140的输出信号(即,用于由超声换能器阵列154产生的超声成像的信号)的连接器。

[0202] 图17是用于内窥镜手术的一般的手持器械300的手柄301的剖面图。如图所示,手柄301包括旋钮302、夹爪驱动管304、超声传递杆305和操作机构306。在超声传递杆305的端部设置超声传递机构307。

[0203] 手柄301与根据本实施方式的手柄110类似,在手柄301中,夹爪驱动管304由操作机构306驱动,并且超声通过超声传递机构307从超声发生器(未示出)传递到超声传递杆305。然而,在一般的用于内窥镜手术的手持器械中,用于成像等的信号不会从夹爪传递到手柄,并且在手柄中不提供连接器。

[0204] 根据本实施方式的手持器械100具有如上所述的构造。如上所述,用于超声成像的超声换能器阵列154设置于夹爪150。

[0205] 由超声换能器阵列154产生的用于成像的信号经由信号配线140引入手柄110,并从连接器143向诸如超声发生器之类的外部设备输出。也就是说,手持器械100具有作为用于手术的器械的功能和作为用于超声成像的超声传感器的功能二者。因此,由于不必设置用于超声传感器的端口并且夹爪进入身体的插入位置与超声传感器的插入位置彼此匹配,所以可以提供高的便利性。

[0206] [关于夹爪的构造]

[0207] 如上所述,在根据本技术的实施方式的手持器械100中,用于超声成像的超声传感器安装在可移动夹爪152上。将超声传感器安装在可移动夹爪的方法不限于上述的那种,也可以采用下面的方法。再者,在以下的实施方式中,包括上述的超声换能器阵列154、声透镜155、声匹配层156和背衬层157的超声传感器将称为超声传感器1000。

[0208] (另一实施方式1)

[0209] 图22和图23是根据本技术的另一实施方式1的可移动夹爪1100的示意图。图22是从与轴130的延伸方向垂直的方向来看的可移动夹爪1100的部分剖面图,而图23是沿图22中的A-A线截取的从轴130的延伸方向看的可移动夹爪1100的剖面图。

[0210] 如图所示,可移动夹爪1100包括夹爪主体1110、壳体1120、组织垫1130和超声传感器1000。

[0211] 夹爪主体1110是连接至轴130的构件,并且充当可移动夹爪1100的基础部分。夹爪主体1110可以由诸如不锈钢之类的金属形成。夹爪主体1110包括用于将销插入其中的孔1111和由轴130支撑的爪1112,这些结构用于通过夹爪驱动管131的操作来打开和关闭可移动夹爪1100。

[0212] 爪1112可以是与夹爪主体1110分开的部分,并且通过用银蜡点焊、激光等来固定到夹爪主体1110。另外,夹爪主体1110可以通过切割不锈钢形成,孔1111可以通过弯曲金属板形成。

[0213] 壳体1120安装在夹爪主体1110上,并且容纳超声传感器1000。壳体1120可以由诸如ABS(丙烯腈/丁二烯/苯乙烯共聚物)、尼龙树脂、PTFE(聚四氟乙烯)和改性聚苯醚之类的生物相容性树脂,诸如不锈钢和Ti系材料的金属材料等形成。

[0214] 如图22和图23所示,除了具有暴露声透镜155的开口1121之外,壳体1120具有覆盖超声传感器1000的整个外周的形状。在壳体1120和超声传感器1000之间填充由硅树脂等形成的填料1122。再者,在壳体1120中,可以与超声传感器1000一起容纳具有比超声传感器1000更高的刚性的支撑构件(参照另一实施方式6)。

[0215] 壳体1120通过医用粘合剂粘合到夹爪主体1110上。作为医用粘合剂,可以使用环氧树脂、聚氨酯树脂、氰基丙烯酸酯树脂、硅树脂等。医用粘合剂用于粘合注射针头或导管球囊,对人体没有影响。

[0216] 组织垫1130安装在夹爪主体1110的与壳体1120相反的一侧上。组织垫1130由诸如聚氨酯之类的具有低导热率的材料形成。组织垫1130通过上述的医用粘合剂附接到夹爪主体1110。

[0217] 可移动夹爪1100具有上述的构造。如上所述,超声传感器1000由诸如PZT之类的电子材料形成,并且这种电子材料不允许暴露在生命体中。然而,通过用壳体1120覆盖它,可以防止电子材料暴露,并且保持可移动夹爪1100的生物相容性。

[0218] 另外,如上所述,探头151通过产生超声振动来产生热量,并且其温度上升至大约200℃。然而,通过形成具有低导热率的聚氨酯等的组织垫1130,可以将可移动夹爪1100的温度减小至大约42℃。该温度低于大多数医用粘合剂的耐热温度,从而不会出现问题。

[0219] (另一实施方式2)

[0220] 图24和图25是根据本技术的另一实施方式2的可移动夹爪1200的示意图。图24是从与轴130的延伸方向垂直的方向来看的可移动夹爪1200的部分剖面图,图25是沿图24的A-A线截取的从轴130的延伸方向来看的可移动夹爪1200的剖面图。

[0221] 如图所示,可移动夹爪1200包括夹爪主体1210、热收缩管1220、组织垫1230和超声传感器1000。

[0222] 夹爪主体1210是连接至轴130的构件,并且充当可移动夹爪1100的基础部分。夹爪主体1210可以由诸如不锈钢之类的金属形成。夹爪主体1210包括用于将销插入其中的孔1211和由轴130支撑的爪1212,这些结构用于通过夹爪驱动管131的操作来打开和关闭可移动夹爪1200。

[0223] 爪1212可以是与夹爪主体1210分开的部分,并且通过用银蜡点焊、激光等来固定到夹爪主体1210。另外,夹爪主体1210可以通过切割不锈钢形成,孔1211可以通过弯曲金属板形成。

[0224] 热收缩管1220安装在夹爪主体1210上,并且容纳超声传感器1000。热收缩管1220可由具有热收缩特性的生物相容性材料形成,诸如PVDF(聚偏二氟乙烯)、尼龙树脂和PTFE之类。

[0225] 如图24和图25所示,热收缩管1220具有覆盖超声传感器1000的整个外周的形状。另外,热收缩管1220通过覆盖超声传感器1000和信号配线140还用作覆盖构件141,这使得可以省略生产步骤并降低生产成本。在热收缩管1220和超声传感器1000之间,填充由硅树脂等形成的填料1221。再者,在热收缩管1220中,也可以与超声传感器1000一起收纳具有比超声传感器1000更高的刚性的支承构件(参照其他实施方式6)。

[0226] 热收缩管1220通过医用粘合剂粘附到夹爪主体1210。作为医用粘合剂,可以使用环氧树脂、聚氨酯树脂、氰基丙烯酸酯树脂、硅树脂等。医用粘合剂用于粘合注射针头或导管气囊,对人体没有影响。

[0227] 组织垫1230安装在夹爪主体1210的与热收缩管1220相反的一侧上。组织垫1230由诸如聚氨酯之类的具有低导热率的材料形成。组织垫1230通过上述的医用粘合剂附接到夹爪主体1210。

[0228] 可移动夹爪1200具有上述的构造。如上所述,超声传感器1000由诸如PZT之类的电子材料形成,并且这种电子材料不允许暴露在生命体中。然而,通过用热收缩管1220覆盖它,可以防止电子材料暴露,并且保持可移动夹爪1200的生物相容性。

[0229] 另外,如上所述,探头151通过产生超声振动来产生热量,并且其温度上升至大约200℃。然而,通过形成具有低导热率的聚氨酯等的组织垫1330,可以将可移动夹爪1300的温度减小至大约42℃。该温度低于大多数医用粘合剂的耐热温度,从而不会出现问题。

[0230] 再者,热收缩管1220可以由与声透镜155相同的材料形成。在这种情况下,在将热收缩管1220形成为管状时,还可以将诸如尼龙类材料和热收缩硅树脂之类的材料预先形成为具有声聚焦特性的形状。

[0231] (另一实施方式3)

[0232] 图26和图27是根据本技术的另一实施方式3的可移动夹爪1300的示意图。图26是从与轴130的延伸方向垂直的方向来看的可移动夹爪1300的部分剖面图,图27是沿图26的A-A线截取的从轴130的延伸方向来看的可移动夹爪1300的剖面图。

[0233] 如图所示,可移动夹爪1300包括夹爪主体1310、壳体1320、组织垫1330和超声传感器1000。

[0234] 夹爪主体1310是连接至轴130的构件,并且充当可移动夹爪1300的基础部分。夹爪主体1310可以由诸如不锈钢之类的金属形成。夹爪主体1310包括用于将销插入其中的孔1311和由轴130支撑的爪1312,这些结构用于通过夹爪驱动管131的操作来打开和关闭可移动夹爪1300。

[0235] 爪1312可以是与夹爪主体1310分开的部分,并且通过用银蜡点焊、激光等来固定到夹爪主体1310。另外,夹爪主体1310可以通过切割不锈钢形成,孔1311可以通过弯曲金属板形成。

[0236] 另外,在夹爪主体1310中,设置沿轴130的延伸方向延伸的凹部1313和凹部1314。如图27所示,凹部1313和凹部1314可以具有T形横截面的凹槽形状。另外,可以设置多个凹部1313和凹部1314。

[0237] 壳体1320安装在夹爪主体1310上,并且容纳超声传感器1000。壳体1320可以由诸如ABS、尼龙树脂、PTFE和改性聚苯醚之类的生物相容性树脂,诸如不锈钢和Ti系材料的金属材料等形成。

[0238] 如图26和图27所示,除了其具有暴露声透镜155的开口1321之外,壳体1320具有覆盖超声传感器1000的整个外周的形状。在壳体1320和超声传感器1000之间填充由硅树脂等形成的填料1322。再者,在壳体1320中,可以与超声传感器1000一起容纳具有比超声传感器1000更高的刚性的支撑构件(参照另一实施方式6)。

[0239] 另外,壳体1320包括沿轴130的延伸方向延伸的凸部1323。凸部1323具有与设置到夹爪主体1310的凹部1313接合的形状。凸部1323与凹部1313接合,因此,壳体1320安装在夹爪主体1310上。

[0240] 组织垫1330安装在夹爪主体1310的与壳体1320相反的一侧上。组织垫1330由诸如聚氨酯之类的具有低导热率的材料形成。

[0241] 另外,组织垫1330包括沿轴130的延伸方向延伸的凸部1331。凸部1331具有与设置到夹爪主体1310的凹部1314接合的形状。凸部1331与凹部1314结合,因此组织垫1330被安装在夹爪主体1310上。

[0242] 可移动夹爪1200具有上述的构造。如上所述,超声传感器1000由诸如PZT之类的电子材料形成,并且这种电子材料不允许暴露在生命体中。然而,通过用壳体1320覆盖它,可以防止电子材料暴露,并且保持可移动夹爪1300的生物相容性。

[0243] 另外,如上所述,探头151通过产生超声振动来产生热量,并且其温度上升至大约200℃。然而,壳体1320和组织垫1330通过凹部和凸部的接合而安装在夹爪主体1320上,对于这些结构的安装没有使用粘合剂,这抑制了热产生导致的影响。

[0244] 再者,代替上述构造,可以将凹部设置到壳体1320和组织垫1330,将与这些凹部接合的凸部设置到夹爪主体1310。

[0245] (另一实施方式4)

[0246] 图28和图29是根据本技术的另一实施方式4的可移动夹爪1400的示意图。图28是从与轴130的延伸方向垂直的方向来看的可移动夹爪1400的部分剖面图,图29是沿图28的A-A线截取的从轴130的延伸方向来看的可移动夹爪1400的剖面图。

[0247] 如图所示,可移动夹爪1400包括夹爪主体1410、热收缩管1420、组织垫1430和超声传感器1000。

[0248] 夹爪主体1410是连接至轴130的构件,并且充当可移动夹爪1100的基础部分。夹爪主体1410可以由诸如不锈钢之类的金属形成。夹爪主体1410包括用于将销插入其中的孔1411和由轴130支撑的爪1412,这些结构用于通过夹爪驱动管131的操作来打开和关闭可移动夹爪1400。

[0249] 爪1412可以是与夹爪主体1410分开的部分,并且通过用银蜡点焊、激光等来固定到夹爪主体1410。另外,夹爪主体1410可以通过切割不锈钢形成,孔1411可以通过弯曲金属板形成。

[0250] 图30是表示夹爪主体1410的剖面图。如图所示,分裂端部1413设置到夹爪主体1410。分裂端部1413设置在夹爪主体1410的尖端部处,并且与夹爪主体1410的除了基础部分之外的主体部分分开。可以设置两个或更多个分裂端部1413。

[0251] 另外,将沿轴130的延伸方向延伸的凹部1414设置到夹爪主体1410。如图29所示,凹部1414可以具有凹槽形状,该凹槽形状具有T形横截面。另外,可以设置多个凹槽部分1414。

[0252] 热收缩管1420安装在夹爪主体1410上,并且容纳超声传感器1000。热收缩管1420可由具有热收缩特性的生物相容性材料形成,诸如PVDF、尼龙树脂和PTFE之类。

[0253] 如图28和图29所示,热收缩管1420覆盖超声传感器1000和分裂端部1413。另外,热收缩管1420通过覆盖超声传感器1000和分裂端部1413以及信号配线140还用作覆盖构件141,这使得可以省略生产步骤并降低生产成本。在热收缩管1420和超声传感器1000之间,填充由硅树脂等形成的填料1421。再者,在热收缩管1420中,也可以与超声传感器1000一起收纳具有比超声传感器1000更高的刚性的支承构件(参照其他实施方式6)。

[0254] 热收缩管1420通过覆盖超声传感器1000和分裂端部1413安装在夹爪主体1410上。

[0255] 组织垫1430安装在夹爪主体1410的与热收缩管1420相反的一侧上。组织垫1430由诸如聚氨酯之类的具有低导热率的材料形成。另外,组织垫1430包括沿轴130的延伸方向延伸的凸部1431。凸部1431具有与设置到夹爪主体1410的凹部1414接合的形状。凸部1431与凹部1414接合,因此,组织垫1430安装在夹爪主体1410上。

[0256] 可移动夹爪1400具有上述的构造。如上所述,超声传感器1000由诸如PZT之类的电子材料形成,并且这种电子材料不允许暴露在生命体中。然而,通过用热收缩管1420覆盖它,可以防止电子材料暴露,并且保持可移动夹爪1400的生物相容性。

[0257] 另外,如上所述,探头151通过产生超声振动来产生热量,并且其温度上升至大约200℃。然而,通过粘合以外的方法将热收缩管1420和组织垫1430安装在夹爪主体1410上,并且未使用粘合剂,这抑制了热产生导致的影响。

[0258] 再者,代替上述构造,可以将凹部设置到组织垫1430,将与凹部接合的凸部设置到夹爪主体1410。

[0259] (另一实施方式5)

[0260] 图31和图32是根据本技术的另一实施方式5的可移动夹爪1500的示意图。图31是从与轴130的延伸方向垂直的方向来看的可移动夹爪1500的部分剖面图,图32是沿图31的A-A线截取的从轴130的延伸方向来看的可移动夹爪1500的剖面图。

[0261] 如图所示,可移动夹爪1500包括夹爪主体1510、组织垫1530和超声传感器1000。

[0262] 夹爪主体1510是连接至轴130的构件,并且充当可移动夹爪1500的基础部分。夹爪主体1510可以由诸如不锈钢之类的金属形成。夹爪主体1510包括用于将销插入其中的孔1511和由轴130支撑的爪1512,这些结构用于通过夹爪驱动管131的操作来打开和关闭可移动夹爪1500。

[0263] 爪1512可以是与夹爪主体1510分开的部分,并且通过用银蜡点焊、激光等来固定到夹爪主体1510。另外,夹爪主体1510可以通过切割不锈钢形成,孔1511可以通过弯曲金属板形成。

[0264] 另外,设置沿轴130的延伸方向延伸的凹部1513和凹部1314。如图32所示,凹部1513可以具有T形横截面的凹槽形状。另外,可以设置多个凹部1513。

[0265] 夹爪主体1510容纳超声传感器1000。如图31和图32所示,除了具有暴露声透镜155的开口1514之外,夹爪主体1510具有覆盖超声传感器1000的整个外周的形状。在夹爪主体

1510和超声传感器1000之间填充由硅树脂等形成的填料1515。再者,在夹爪主体1510中,可以与超声传感器1000一起容纳具有比超声传感器1000更高的刚性的支撑构件(参照另一实施方式6)。

[0266] 通过使夹爪主体1510用作容纳超声传感器1000的壳体,不需要用粘合剂来附接壳体,并且容易确保凹部1513的深度。

[0267] 组织垫1530安装在夹爪主体1510的与超声传感器1000相反的一侧上。组织垫1130由诸如聚氨酯之类的具有低导热率的材料形成。另外,组织垫1530包括沿轴130的延伸方向延伸的凸部1531。凸部1531具有与设置到夹爪主体1510的凹部1513接合的形状。凸部1531与凹部1513接合,因此,组织垫1530安装在夹爪主体1510上。

[0268] 可移动夹爪1500具有上述的构造。如上所述,超声传感器1000由诸如PZT之类的电子材料形成,并且这种电子材料不允许暴露在生命体中。然而,通过用夹爪主体1510覆盖它,可以防止电子材料暴露,并且保持可移动夹爪1500的生物相容性。

[0269] 另外,如上所述,探头151通过产生超声振动来产生热量,并且其温度上升至大约200℃。然而,通过粘合以外的方法将组织垫1530安装在夹爪主体1510上,并且未使用粘合剂,这抑制了热产生导致的影响。

[0270] 另外,通过使用夹爪主体1510作为超声传感器1000的壳体,可以省略夹爪主体1510与壳体之间的附接部分,减小可移动夹爪1500的厚度,并且增强刚性。

[0271] 再者,代替上述构造,可以将凹部设置到组织垫1530,将与凹部接合的凸部设置到夹爪主体1510。

[0272] (另一实施方式6)

[0273] 图33和图34是根据本技术的另一实施方式6的可移动夹爪1600的示意图。图33是从与轴130的延伸方向垂直的方向来看的可移动夹爪1600的部分剖面图,图34是沿图33的A-A线截取的从轴130的延伸方向来看的可移动夹爪1600的剖面图。

[0274] 如图所示,可移动夹爪1600包括夹爪主体1610、组织垫兼壳体1620、支撑构件1630以及超声传感器1000。

[0275] 夹爪主体1610是连接至轴130的构件,并且充当可移动夹爪1600的基础部分。夹爪主体1610可以由诸如不锈钢之类的金属形成。夹爪主体1610包括用于将销插入其中的孔1611和由轴130支撑的爪1612,这些结构用于通过夹爪驱动管131的操作来打开和关闭可移动夹爪1600。

[0276] 爪1612可以是与夹爪主体1610分开的部分,并且通过用银蜡点焊、激光等来固定到夹爪主体1610。另外,夹爪主体1610可以通过切割不锈钢形成,孔1611可以通过弯曲金属板形成。

[0277] 组织垫兼壳体1620固定至夹爪主体1610,并且容纳超声传感器1000。如图33和图34所示,除了其具有暴露声透镜155的开口1621之外,组织垫兼壳体1620具有覆盖超声传感器1000的整个外周的形状。在组织垫兼壳体1620与超声传感器1000之间填充由硅树脂等形成的填料1622。

[0278] 组织垫兼壳体1620由聚氨酯形成。因此,组织垫兼壳体1620的与超声传感器1000相反的表面可以用作组织垫。由聚氨酯形成的组织垫兼壳体1620以及由金属形成的夹爪主体1610可以通过注入嵌入成型之类的多段成型工序一体形成。

[0279] 支撑构件1630是具有比超声传感器1000的刚性更高的刚性的支撑构件,并且与超声传感器1000一起容纳在组织垫兼壳体1620中。支撑构件1630可以是具有例如0.3mm的厚度的不锈钢板。另外,支撑构件1630可以由诸如Ti合金和陶瓷之类的具有高的刚性的材料形成。

[0280] 如上所述,由于组织垫兼壳体1620由聚氨酯形成,所以在用夹爪夹持时夹爪被弯曲,可能损坏可移动夹爪的内部或超声传感器。然而,通过配置支撑构件1630,确保了可移动夹爪1600的强度,避免了这样的问题。

[0281] 可移动夹爪1600具有上述的构造。如上所述,超声传感器1000由诸如PZT之类的电子材料形成,并且这种电子材料不允许暴露在生命体中。然而,通过用组织垫兼壳体1620覆盖它,可以防止电子材料暴露,并且保持可移动夹爪1600的生物相容性。

[0282] 另外,如上所述,探头151通过产生超声振动来产生热量,并且其温度上升至大约200℃。然而,未使用粘合剂来固定组织垫兼壳体1620与夹爪主体1610,这抑制了热产生导致的影响。

[0283] (另一实施方式7)

[0284] 图35和图36是根据本技术的另一实施方式7的可移动夹爪1700的示意图。图35是从与轴130的延伸方向垂直的方向来看的可移动夹爪1700的部分剖面图,图36是沿图35的A-A线截取的从轴130的延伸方向来看的可移动夹爪1700的剖面图。

[0285] 如图所示,可移动夹爪1700包括夹爪主体1710、组织垫兼壳体1720、支撑构件1730以及超声传感器1000。

[0286] 夹爪主体1710是连接至轴130的构件,并且充当可移动夹爪1700的基础部分。夹爪主体1710可以由诸如不锈钢之类的金属形成。夹爪主体1710包括用于将销插入其中的孔1711和由轴130支撑的爪1712,这些结构用于通过夹爪驱动管131的操作来打开和关闭可移动夹爪1700。

[0287] 爪1712可以是与夹爪主体1710分开的部分,并且通过用银蜡点焊、激光等来固定到夹爪主体1710。另外,夹爪主体1710可以通过切割不锈钢形成,孔1711可以通过弯曲金属板形成。

[0288] 组织垫兼壳体1720固定至夹爪主体1710,并且容纳超声传感器1000。

[0289] 组织垫兼壳体1720包括壳体部分1720a和组织垫部分1720b。壳体部分1720a由诸如ABS、尼龙树脂、PTFE和改性聚苯醚之类的生物相容性树脂形成,组织垫部分1720b由聚氨酯形成。壳体部分1720a和组织垫部分1720b通过双色成型形成以构成组织垫兼壳体1720。

[0290] 如图35和图36所示,除了其具有暴露声透镜155的开口1721之外,组织垫兼壳体1720具有覆盖超声传感器1000的整个外周形状。在组织垫兼壳体1720与超声传感器1000之间填充由硅树脂等形成的填料1622。组织垫兼壳体1720由聚氨酯形成,并且用作组织垫。

[0291] 由树脂形成的组织垫兼壳体1720以及由金属形成的夹爪主体1710可以通过注入嵌入成型之类的多段成型工序一体形成。

[0292] 支撑构件1730是具有比超声传感器1000的刚性更高的刚性的支撑构件,并且与超声传感器1000一起容纳在组织垫兼壳体1720中。支撑构件1730可以是具有例如0.3mm的厚度的不锈钢板。另外,支撑构件1730可以由诸如Ti合金和陶瓷之类的具有高的刚性的材料形成。

[0293] 如上所述,由于组织垫兼壳体1720由合成树脂形成,所以在用夹爪夹持时夹爪被弯曲,可能损坏可移动夹爪的内部或超声传感器。然而,通过配置支撑构件1730,确保了可移动夹爪1700的强度,避免了这样的问题。

[0294] 可移动夹爪1700具有上述的构造。如上所述,超声传感器1000由诸如PZT之类的电子材料形成,并且这种电子材料不允许暴露在生命体中。然而,通过用组织垫兼壳体1720覆盖它,可以防止电子材料暴露,并且保持可移动夹爪1700的生物相容性。

[0295] 另外,如上所述,探头151通过产生超声振动来产生热量,并且其温度上升至大约200℃。然而,未使用粘合剂来固定组织垫兼壳体1720与夹爪主体1710,这抑制了热产生导致的影响。

[0296] 应注意本技术可采取如下构造。

[0297] (1)

[0298] 一种用于内窥镜手术的手持器械,包括:

[0299] 轴;

[0300] 夹爪,所述夹爪配置在所述轴的一端并且具有夹持功能;

[0301] 手柄,所述手柄配置在所述轴的另一端并且包括用于操作所述夹爪的操作机构;

[0302] 相控阵超声传感器,所述相控阵超声传感器安装在所述夹爪上并且具有成像功能;以及

[0303] 信号配线,所述信号配线设置在所述轴上并且连接所述超声传感器和所述手柄。

[0304] (2)

[0305] 根据以上(1)所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0306] 所述信号配线是柔性印刷电路板,所述用于内窥镜手术的手持器械进一步包括

[0307] 密封构件,所述密封构件用于密封所述信号配线的从所述夹爪引出的部分。

[0308] (3)

[0309] 根据以上(1)或(2)所述的用于内窥镜手术的手持器械,进一步包括

[0310] 覆盖构件,所述覆盖构件用于覆盖所述信号配线在所述夹爪与所述轴之间延伸的部分。

[0311] (4)

[0312] 根据以上(1)至(3)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0313] 所述信号配线配置在所述轴的外周表面上。

[0314] (5)

[0315] 根据以上(1)至(4)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0316] 所述轴由金属形成,并且被电固定在地电位。

[0317] (6)

[0318] 根据以上(1)至(5)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,进一步包括

[0319] 保护构件,所述保护构件是由金属形成的管状构件并且覆盖所述信号配线。

[0320] (7)

[0321] 根据以上(6)所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0322] 所述保护构件被电固定在地电位。

[0323] (8)

- [0324] 根据以上(1)至(4)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,进一步包括
- [0325] 保护构件,所述保护构件包括覆盖所述信号配线的金属层和覆盖所述金属层的保护层。
- [0326] (9)
- [0327] 根据以上(8)所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
- [0328] 所述金属层被电固定在地电位。
- [0329] (10)
- [0330] 根据以上(1)至(9)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
- [0331] 所述手柄进一步包括用于旋转所述轴的旋钮,
- [0332] 所述旋钮具有引入孔,并且
- [0333] 所述信号配线经由所述引入孔从所述手柄引入所述轴。
- [0334] (11)
- [0335] 根据以上(1)所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
- [0336] 所述信号配线是柔性印刷电路板,
- [0337] 所述用于内窥镜手术的手持器械进一步包括密封构件,所述密封构件用于密封所述信号配线的从所述夹爪引出的部分,
- [0338] 所述信号配线配置在所述轴的外周表面上,
- [0339] 所述手柄进一步包括用于旋转所述轴的旋钮,
- [0340] 所述旋钮具有引入孔,并且
- [0341] 所述信号配线经由所述引入孔从所述手柄引入所述轴。
- [0342] (12)
- [0343] 根据以上(1)至(11)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
- [0344] 所述相控阵超声传感器包括声透镜,所述声透镜由具有1.35M rayls以上和1.74M rayls以下的声阻抗的材料形成。
- [0345] (13)
- [0346] 根据以上(1)至(12)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
- [0347] 所述相控阵超声传感器包括背衬层,所述背衬层由具有2.05M rayls以下的声阻抗的材料形成。
- [0348] (14)
- [0349] 根据以上(1)至(13)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
- [0350] 所述相控阵超声传感器包括背衬层,所述背衬层由具有2.29dB/MHz/mm以上的声衰减常数的材料形成。
- [0351] (15)
- [0352] 根据以上(1)至(14)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
- [0353] 所述背衬层由聚氨酯形成。
- [0354] (16)
- [0355] 根据以上(1)至(15)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中
- [0356] 所述相控阵超声传感器包括声透镜和背衬层,所述声透镜由具有1.35M rayls以上和1.74Mrayls以下的声阻抗的材料形成,所述背衬层由具有2.05M rayls以下的声阻抗

的材料形成。

[0357] (17)

[0358] 根据以上(1)至(16)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0359] 所述夹爪包括

[0360] 夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴,

[0361] 壳体,所述壳体安装在所述夹爪主体上并容纳相控阵超声传感器,以及

[0362] 组织垫,所述组织垫安装在所述夹爪主体的与所述壳体相反的一侧上。

[0363] (18)

[0364] 根据以上(17)所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0365] 所述壳体和所述组织垫中的至少一个通过粘合剂安装在所述夹爪主体上。

[0366] (19)

[0367] 根据以上(17)所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0368] 所述夹爪主体具有设置于所述壳体的一侧和所述组织垫的一侧中的至少一个的凹部,并且

[0369] 所述壳体和所述组织垫中的至少一个具有与所述凹部接合的凸部。

[0370] (20)

[0371] 根据以上(1)至(16)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0372] 所述夹爪包括

[0373] 夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴,

[0374] 热收缩管,所述热收缩管安装在所述夹爪主体上并将所述相控阵超声传感器覆盖于其中,以及

[0375] 组织垫,所述组织垫安装在所述夹爪主体的与所述热收缩管相反的一侧上。

[0376] (21)

[0377] 根据以上(20)所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0378] 所述热收缩管和所述组织垫中的至少一个通过粘合剂安装在所述夹爪主体上。

[0379] (22)

[0380] 根据以上(20)所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0381] 所述夹爪主体具有与所述轴相反并分成两个或更多个端部的一侧,并且

[0382] 所述热收缩管将所述相控阵超声传感器和所述夹爪主体的一端覆盖于其中。

[0383] (23)

[0384] 根据以上(1)至(16)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0385] 所述夹爪包括

[0386] 夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴并容纳所述相控阵超声传感器,以及组织垫,所述组织垫安装在所述夹爪主体上。

[0387] (24)

[0388] 根据以上(1)至(23)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0389] 所述夹爪包括

[0390] 夹爪主体,所述夹爪主体连接至所述轴,以及

[0391] 组织垫兼壳体,所述组织垫兼壳体安装在所述夹爪主体上并容纳所述相控阵超声

传感器,所述组织垫兼壳体的一部分或全部由聚氨酯形成。

[0392] (25)

[0393] 根据以上(24)所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0394] 所述夹爪主体由金属形成。

[0395] (26)

[0396] 根据以上(24)所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0397] 所述组织垫兼壳体包括由聚氨酯形成的组织垫部分和由不同于聚氨酯的材料形成并容纳所述相控阵超声传感器的壳体部分。

[0398] (27)

[0399] 根据以上(1)至(16)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0400] 所述夹爪包括支撑构件,所述支撑构件具有比所述相控阵超声传感器的刚性更高的刚性。

[0401] (28)

[0402] 根据以上(17)、(20)、(23)和(24)中的任一个所述的用于内窥镜手术的手持器械,其中

[0403] 所述夹爪包括支撑构件,所述支撑构件具有比所述相控阵超声传感器的刚性更高的刚性。

[0404] 标号说明

[0405] 100 用于内窥镜手术的手持器械

[0406] 110 手柄

[0407] 112 旋钮

[0408] 113 操作机构

[0409] 130 轴

[0410] 131 夹爪驱动管

[0411] 134 保护构件

[0412] 136 保护构件

[0413] 140 信号配线

[0414] 150 夹爪

[0415] 154 超声换能器阵列

[0416] 1000 超声传感器

[0417] 1100、1200、1300、1400、1500、1600、1700 可移动夹爪

[0418] 1110、1210、1310、1410、1510、1610、1710 夹爪主体

[0419] 1120、1320 壳体

[0420] 1220、1420 热收缩管

[0421] 1130、1230、1330、1430、1530 组织垫

[0422] 1620、1720 组织垫兼壳体

[0423] 1630、1730 支撑构件

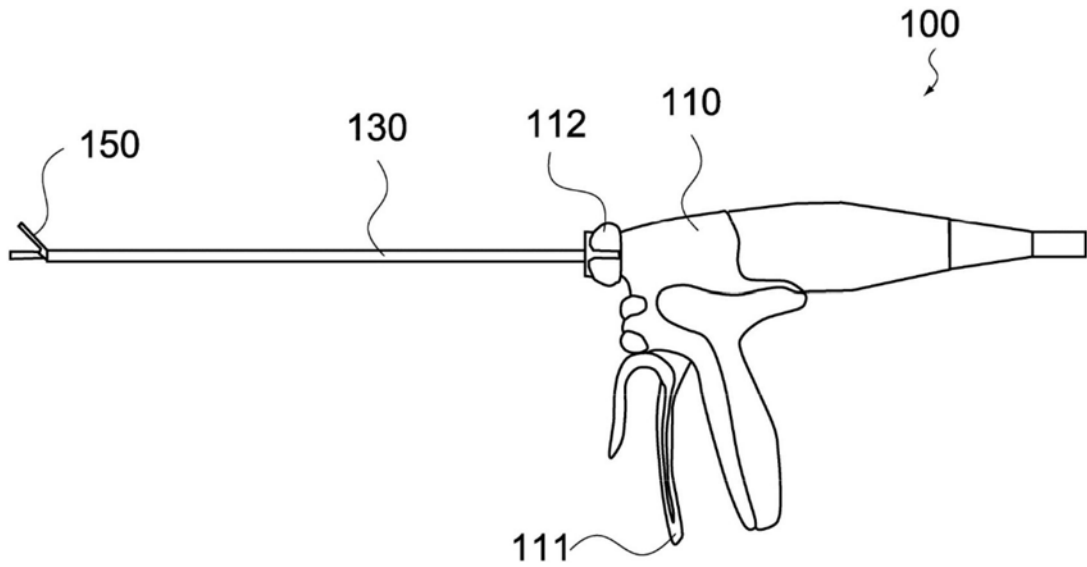


图1

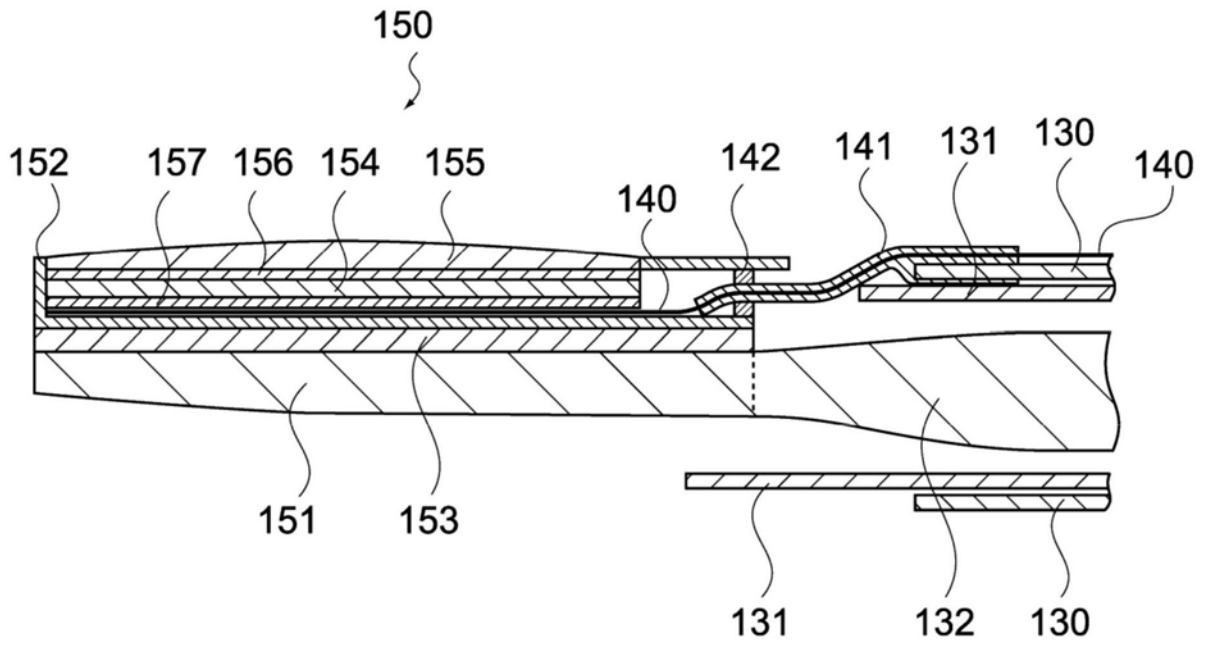


图2

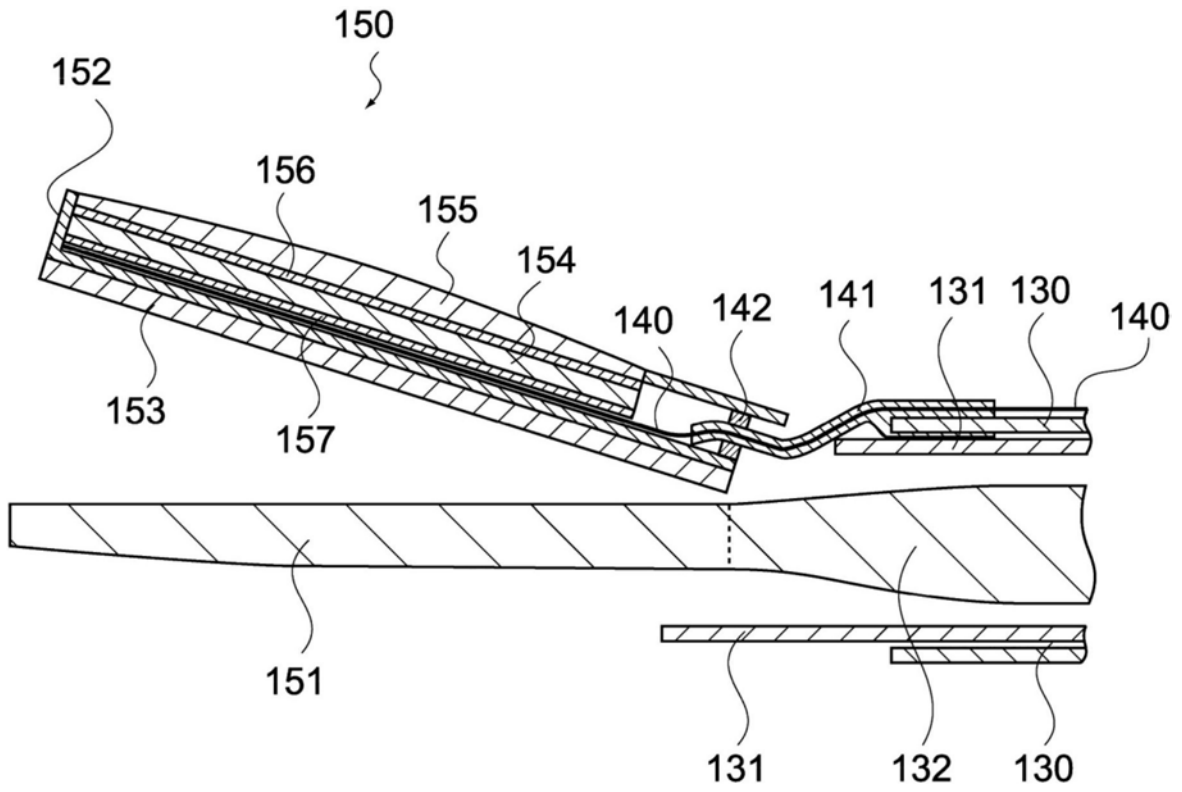


图3

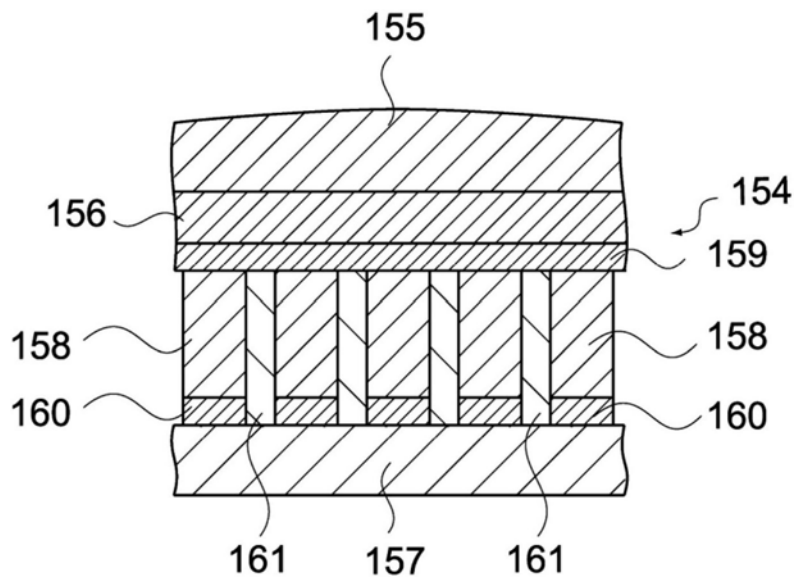


图4

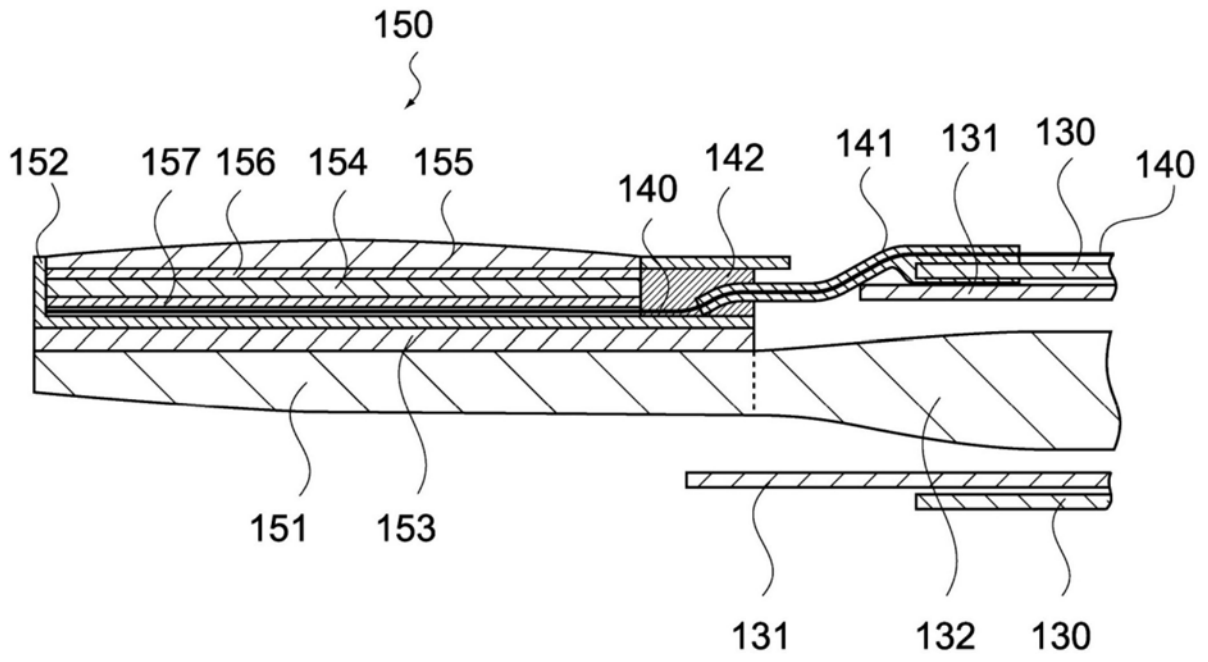


图5

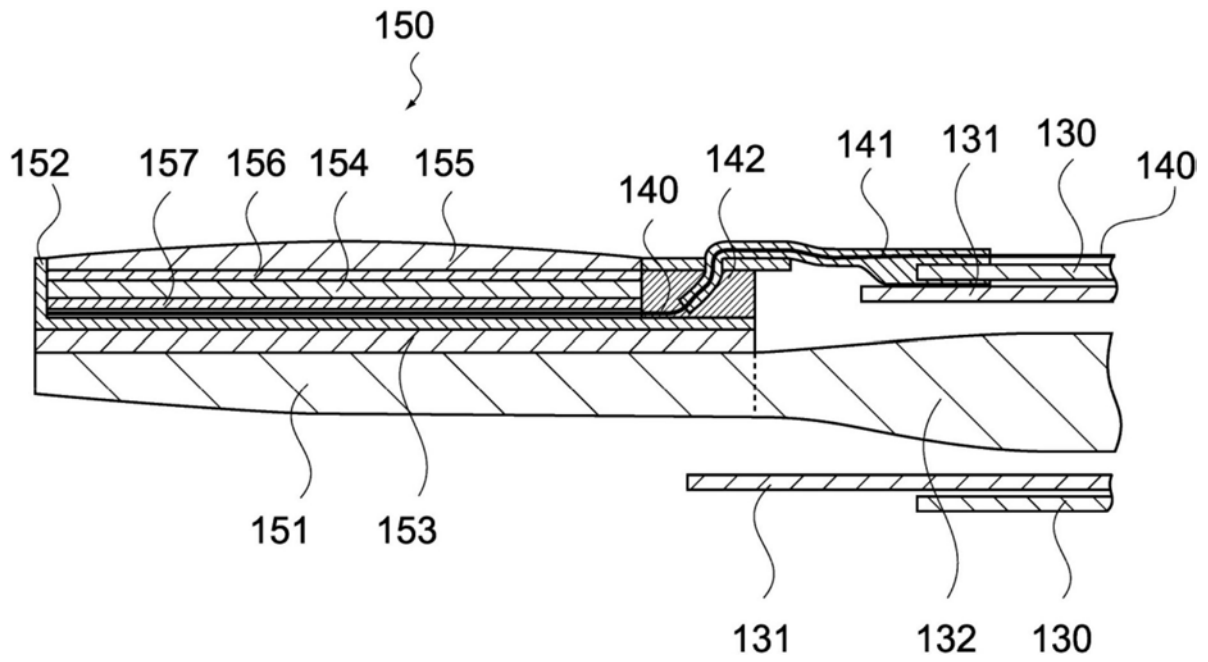


图6

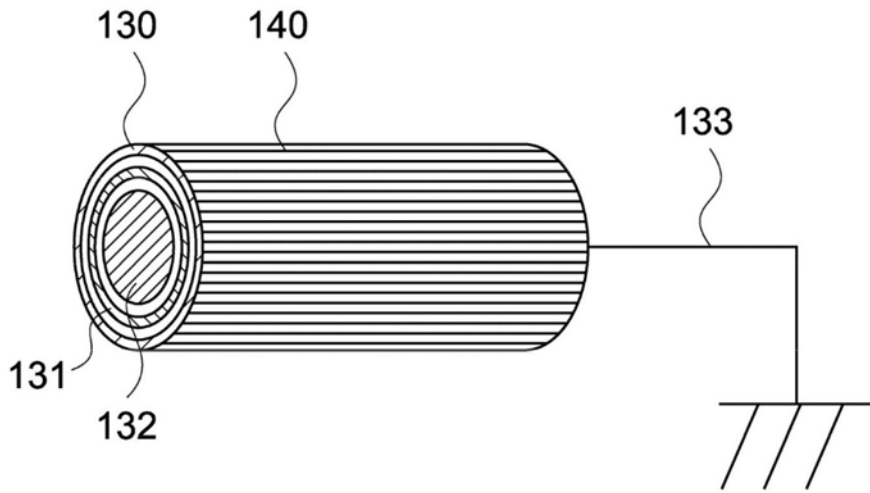


图7

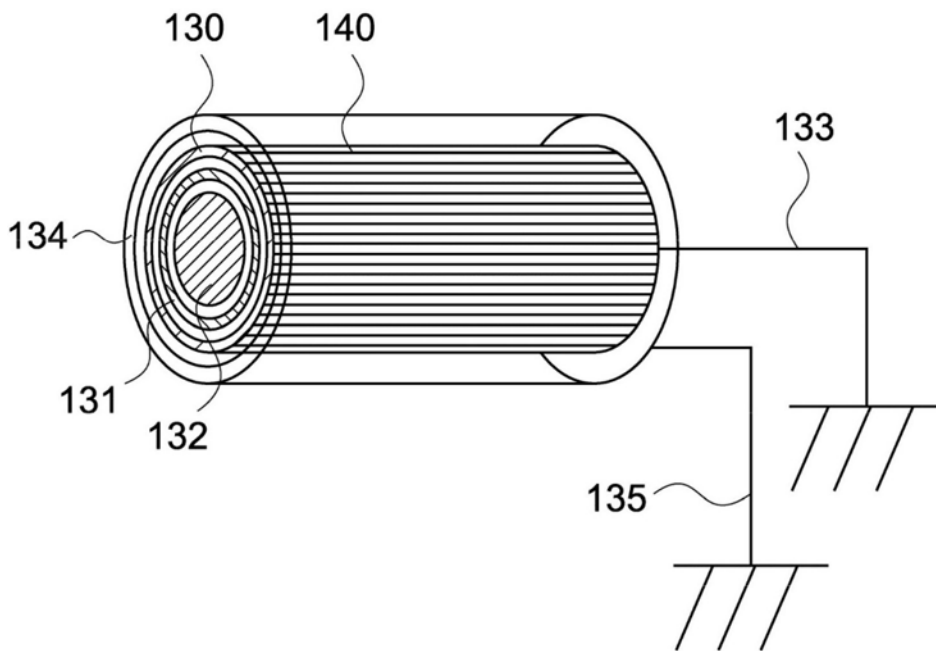


图8

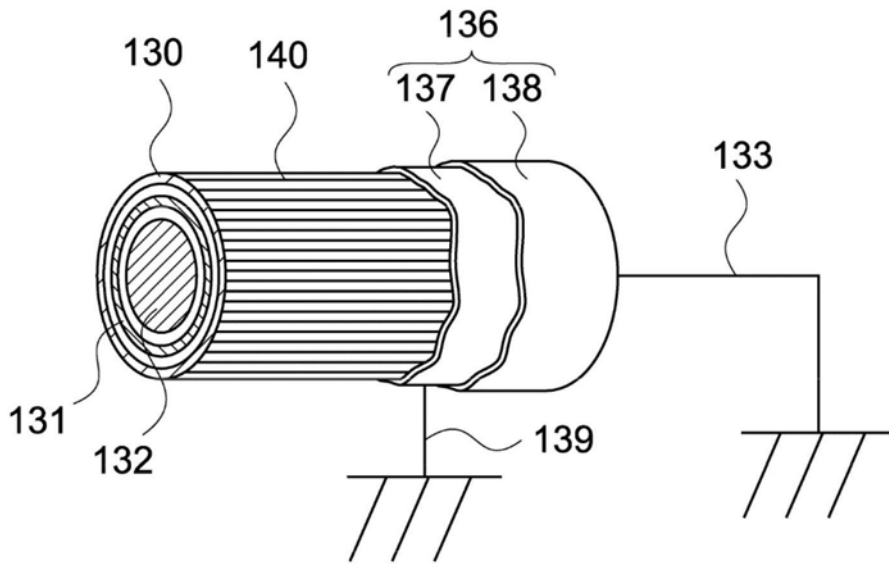


图9

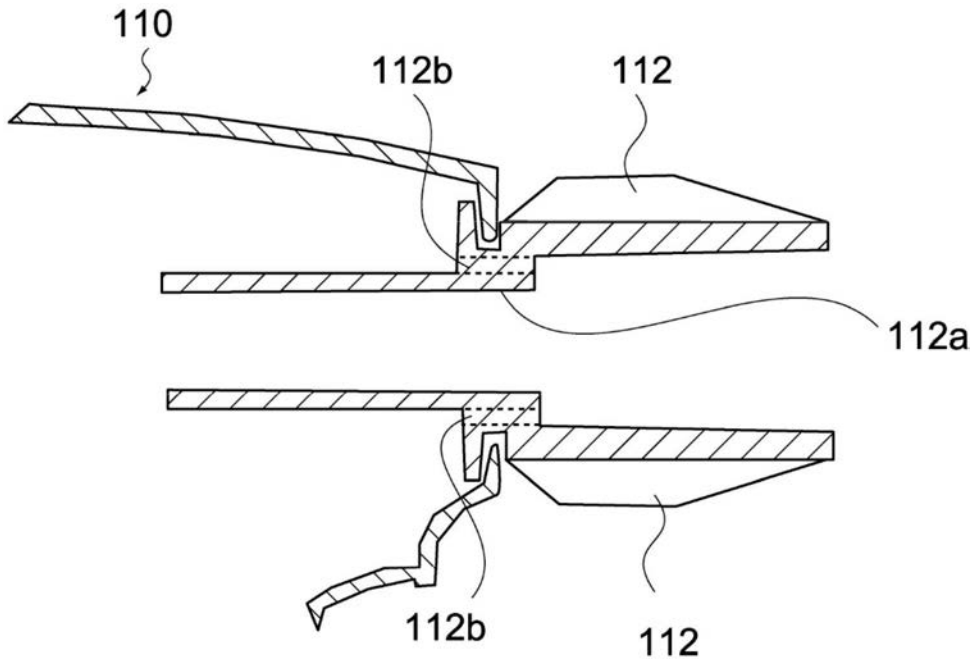


图10

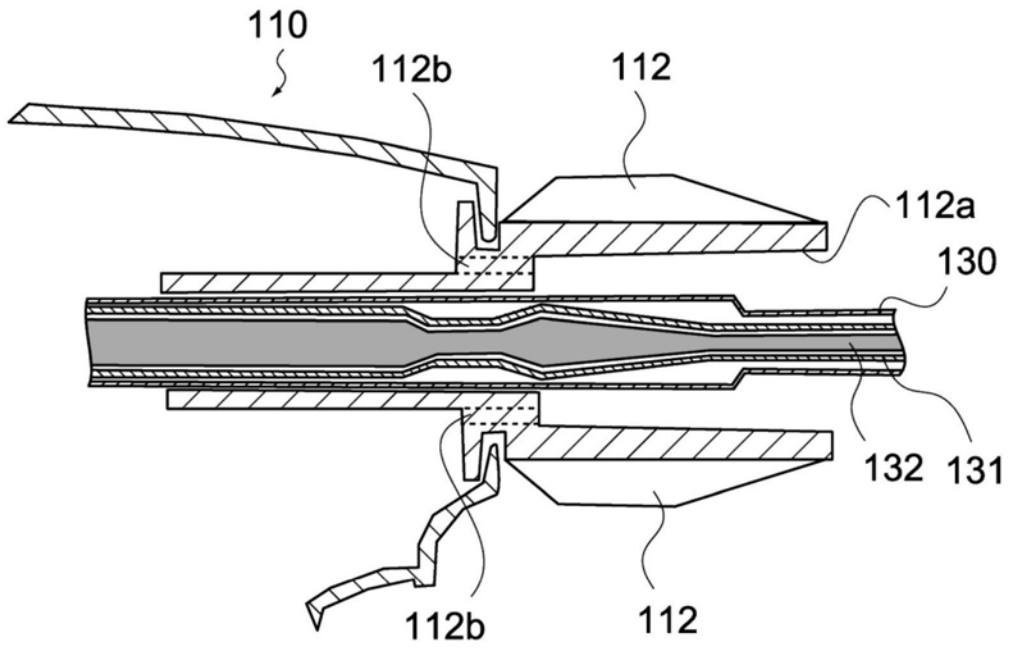


图11

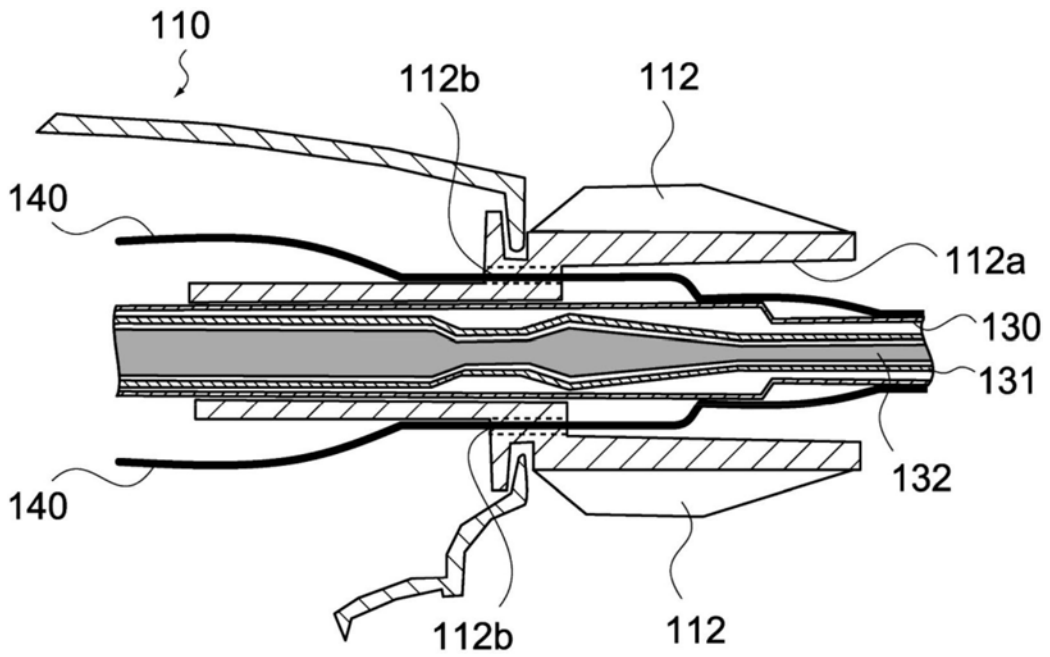


图12

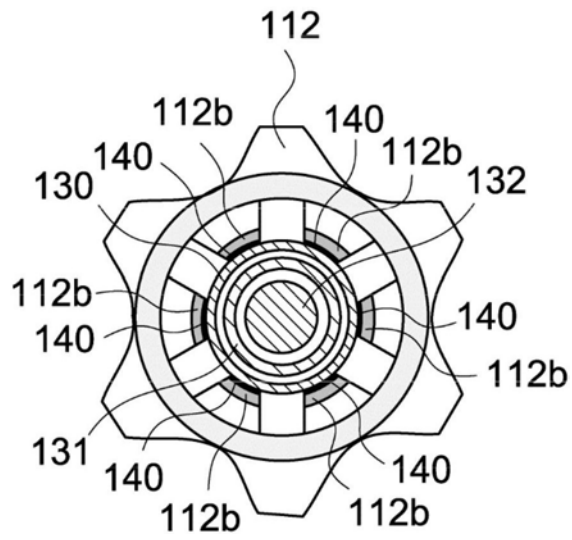


图13

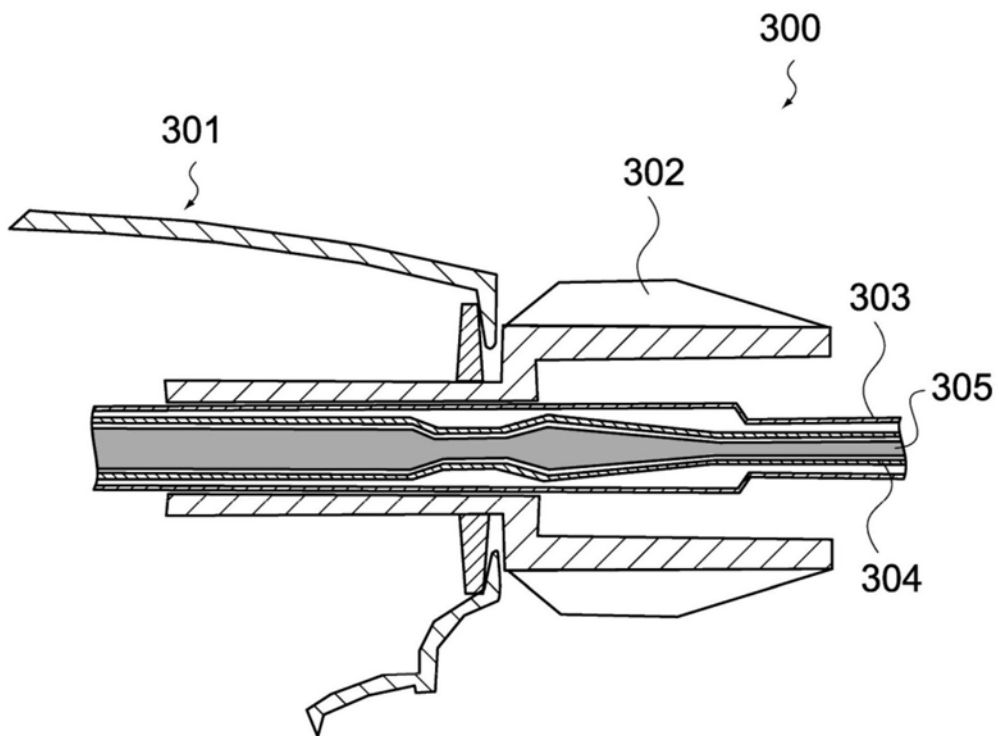


图14

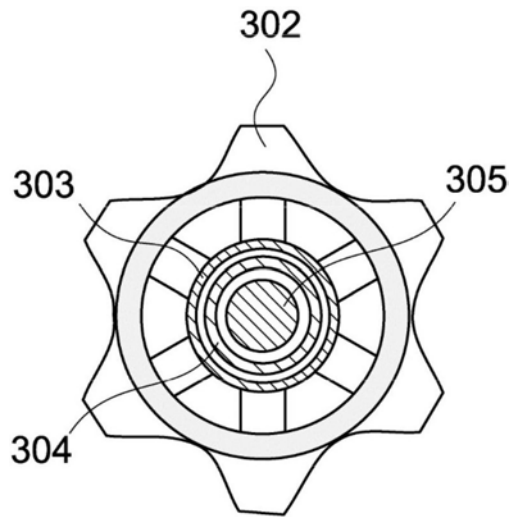


图15

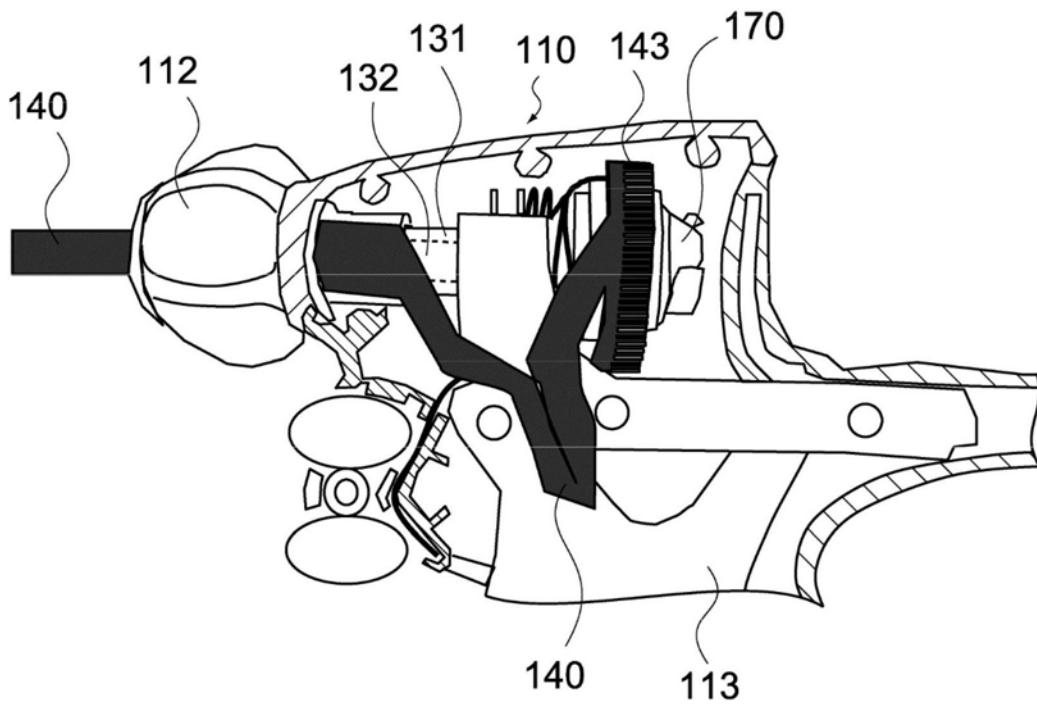


图16

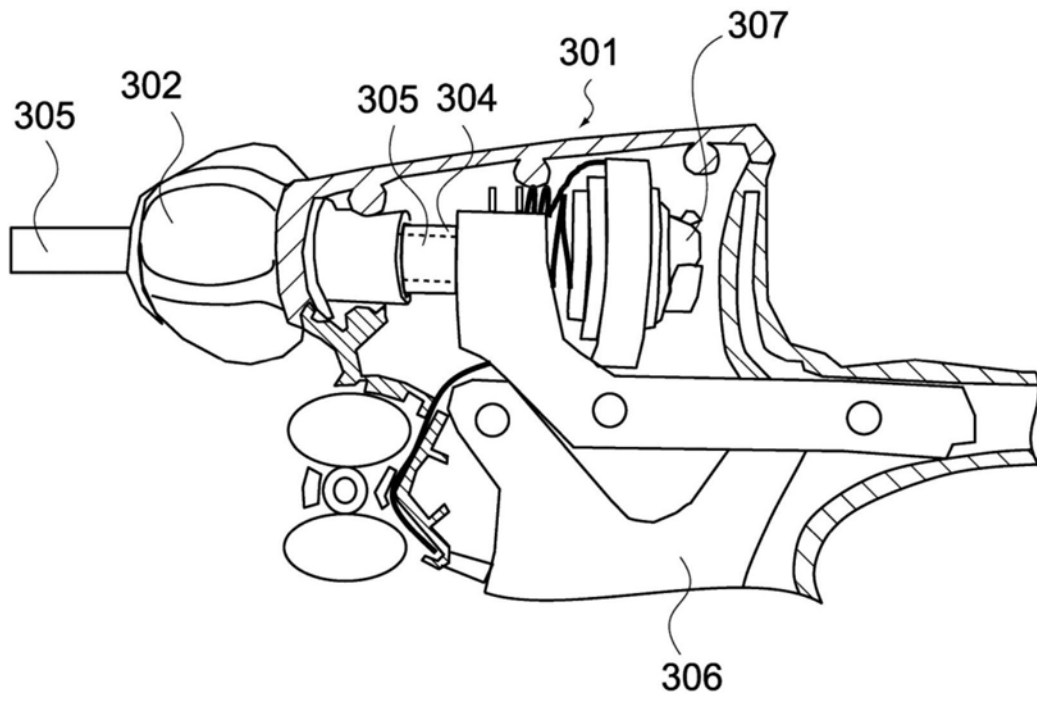


图17

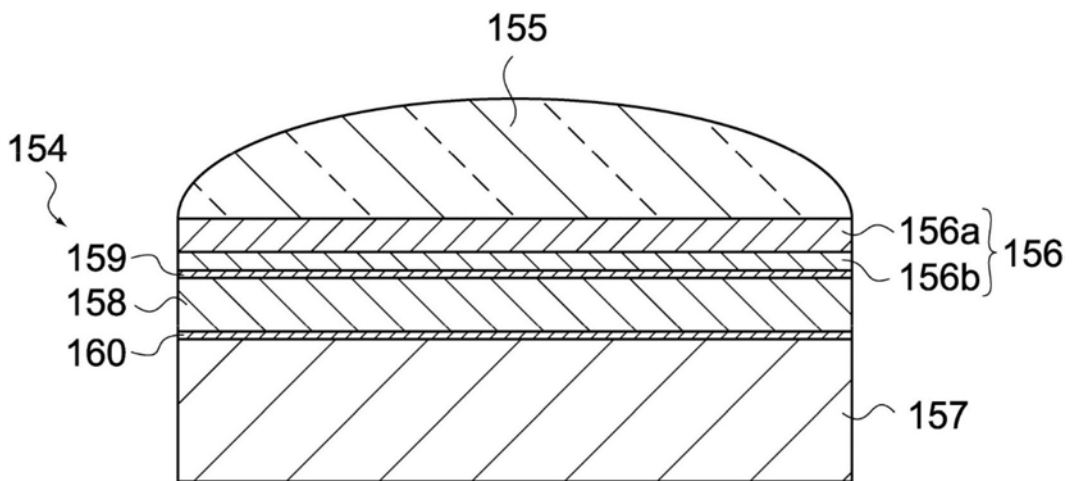


图18

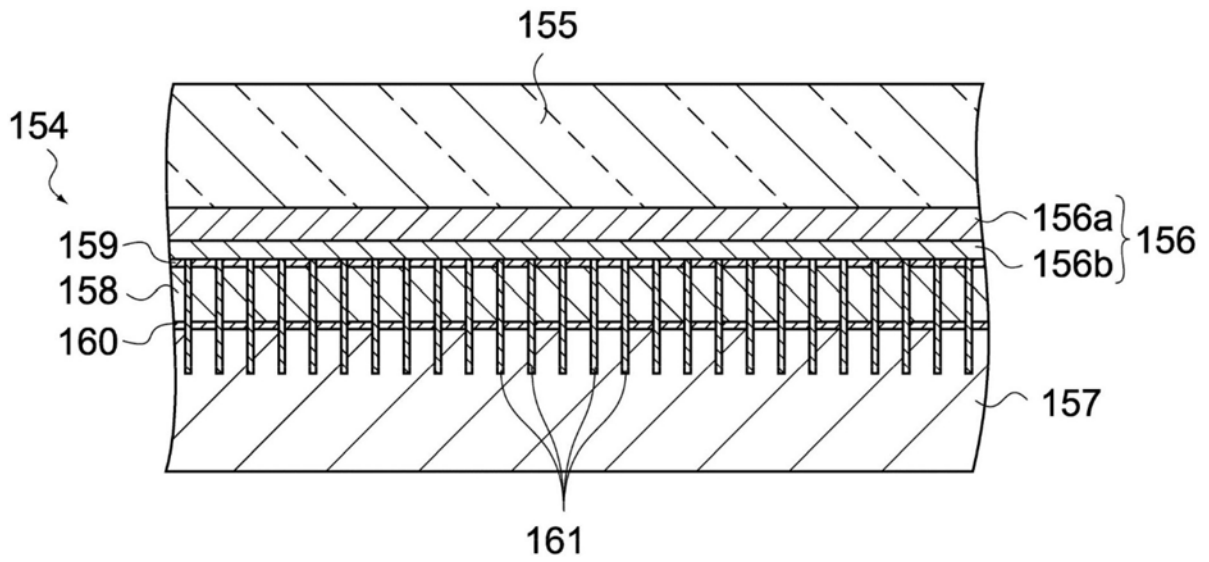


图19

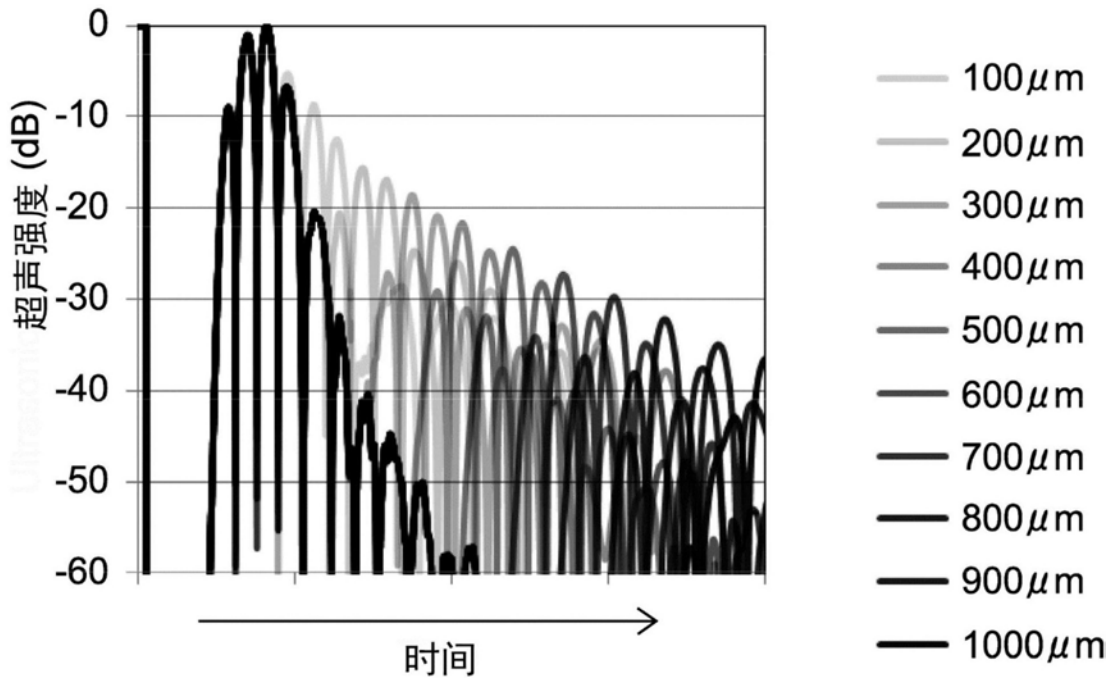


图20

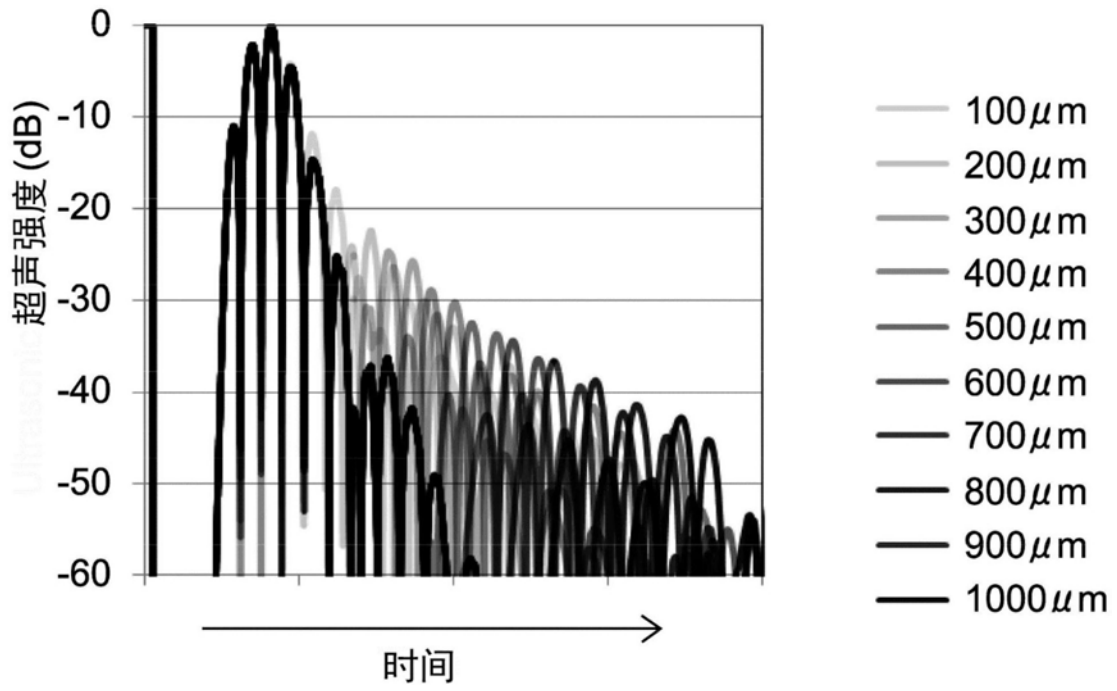


图21

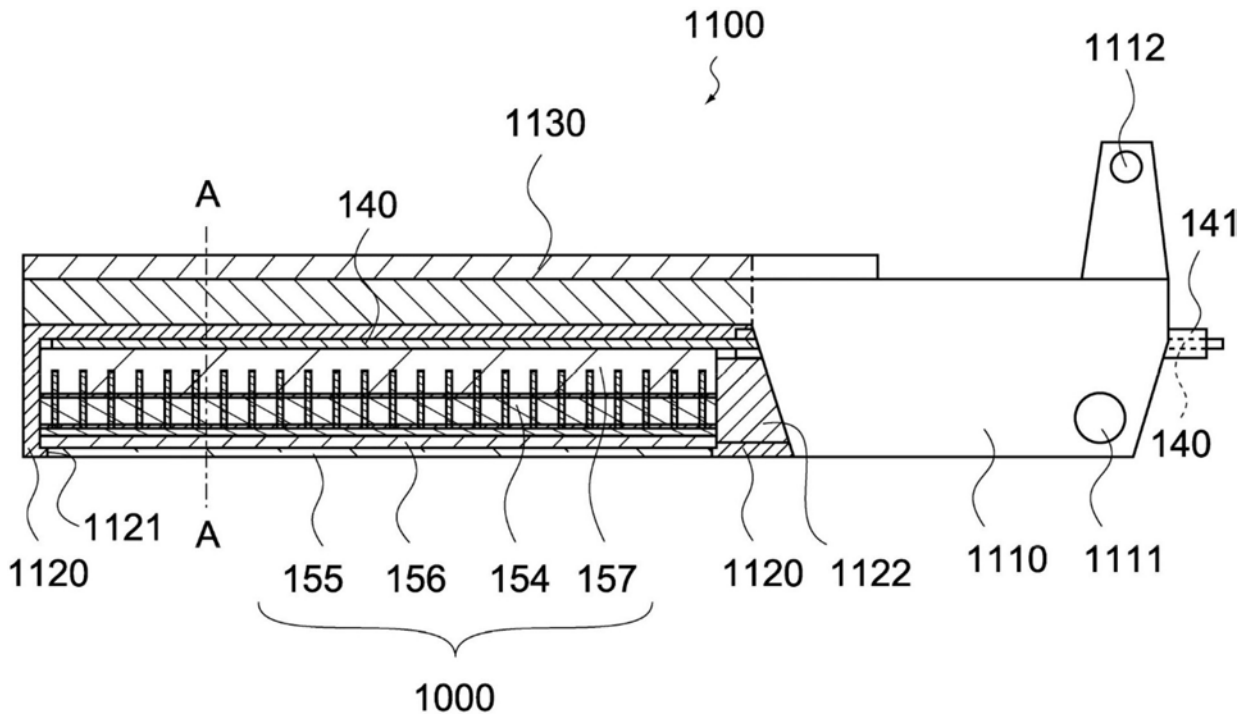


图22

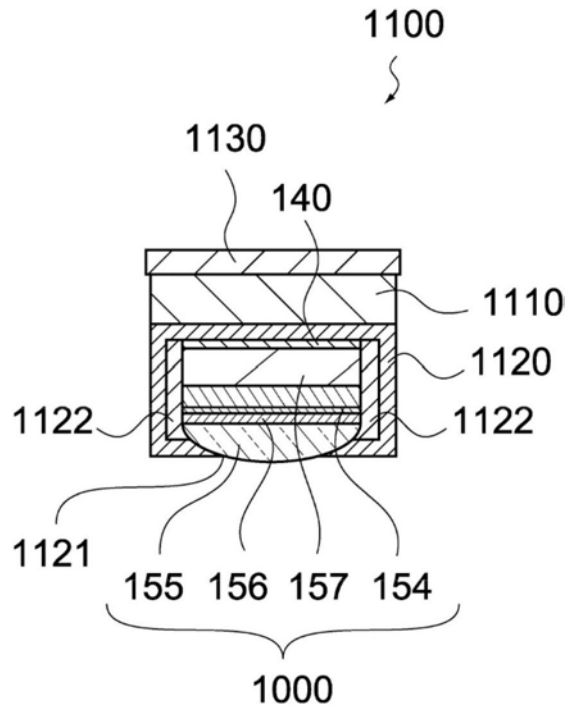


图23

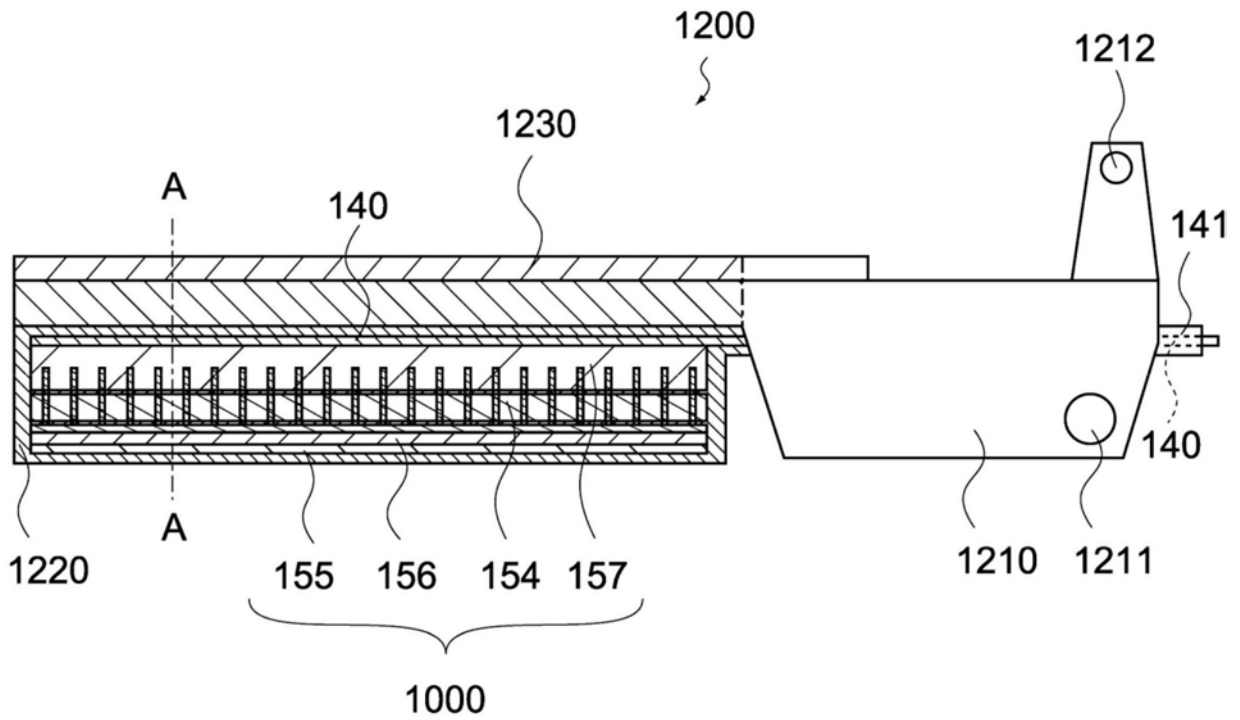


图24

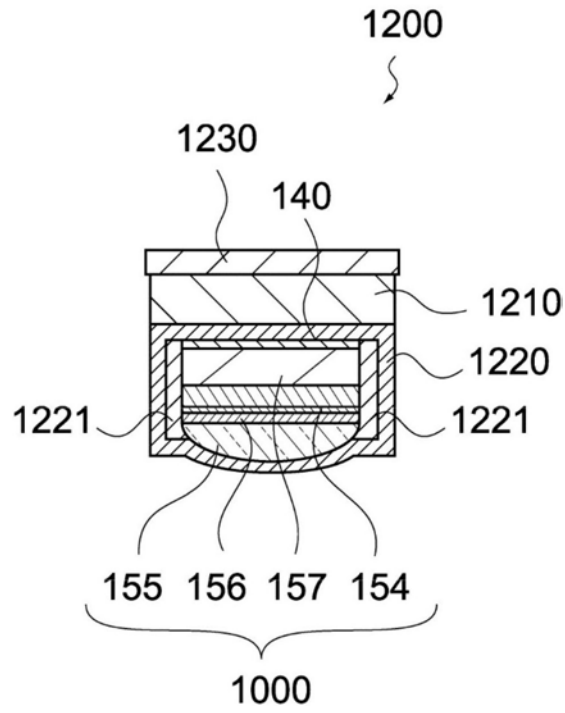


图25

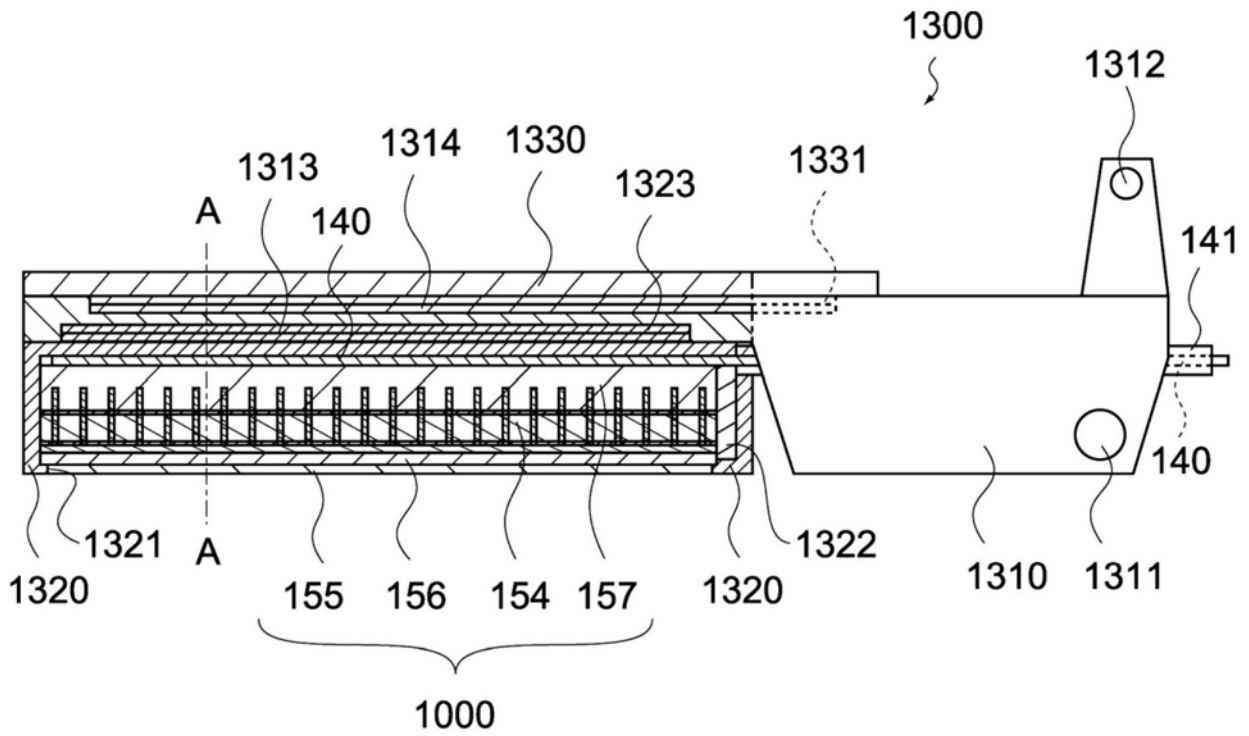


图26

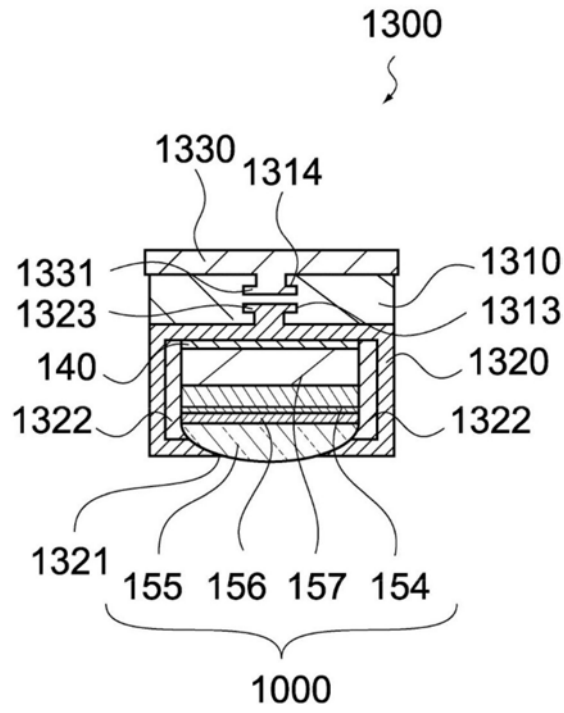


图27

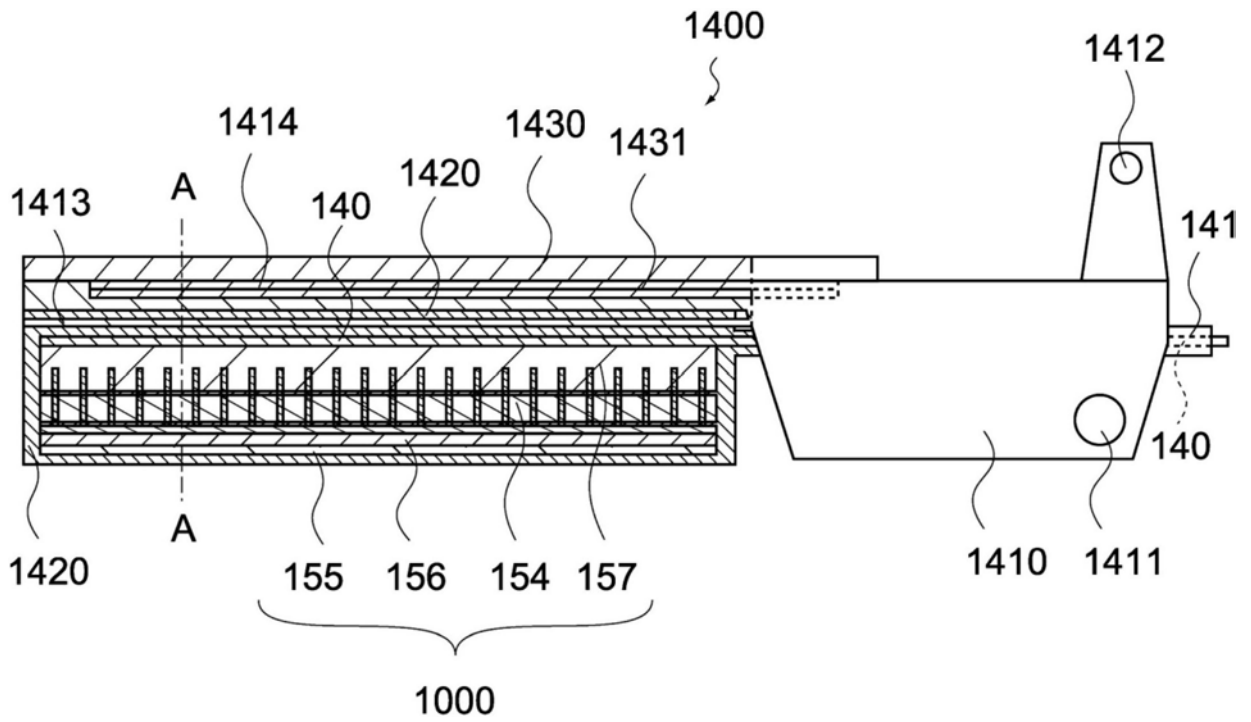


图28

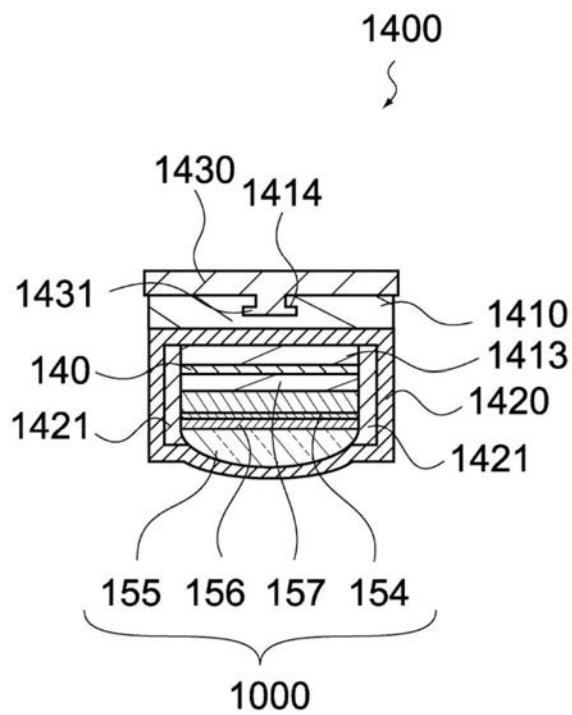


图29

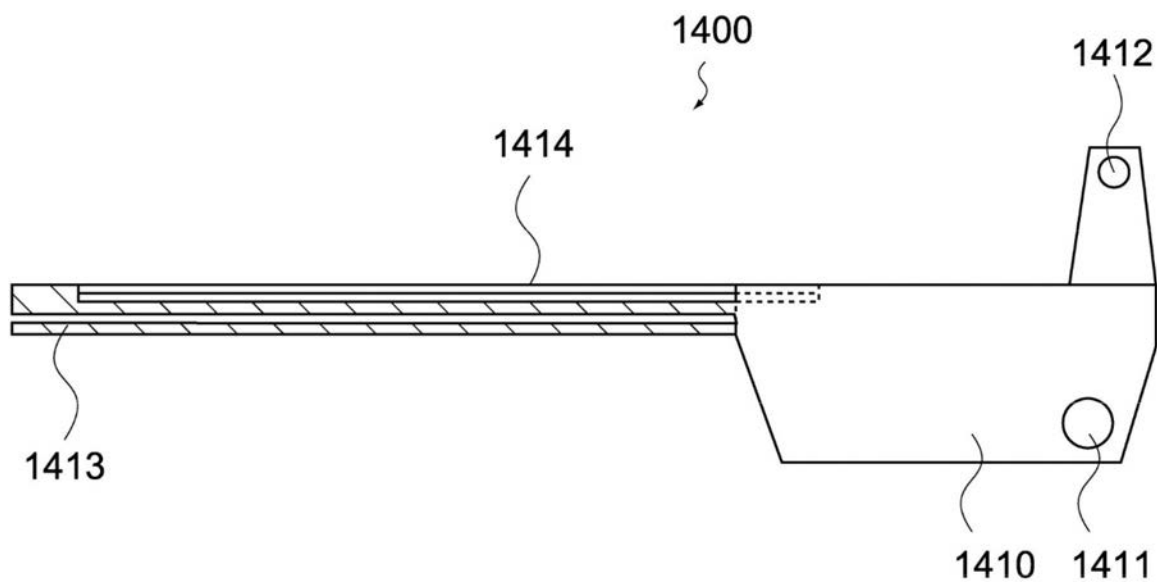


图30

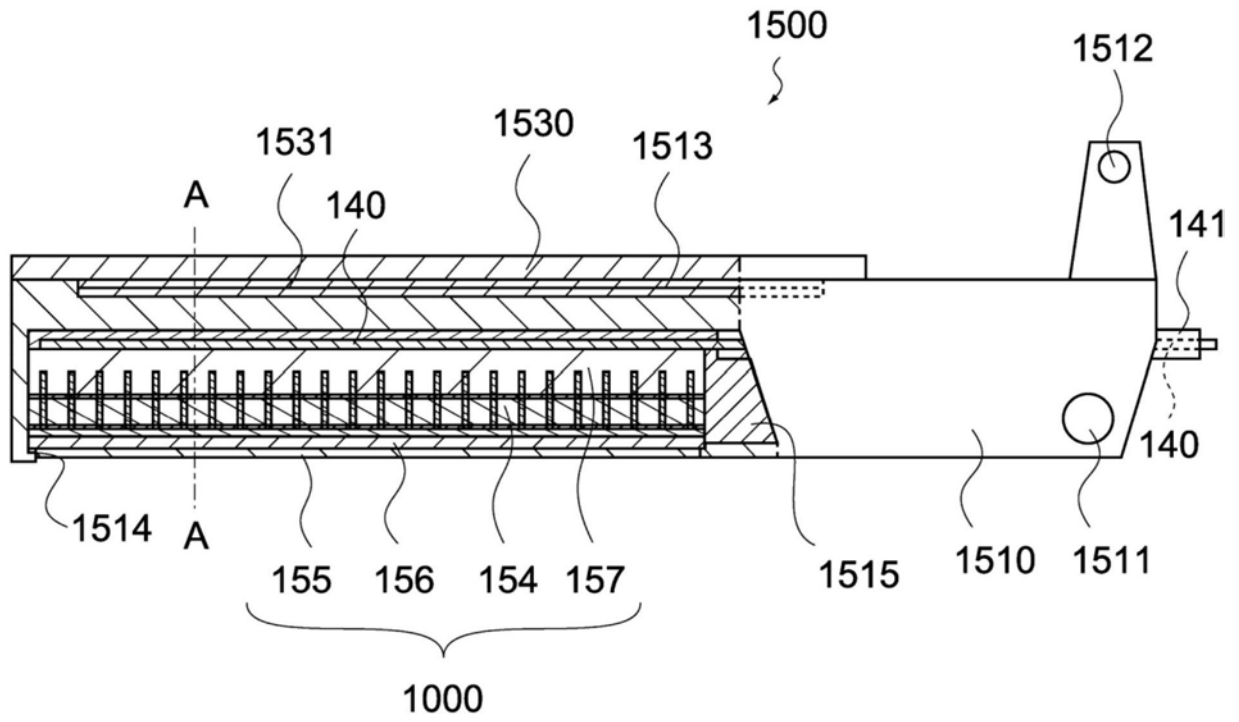


图31

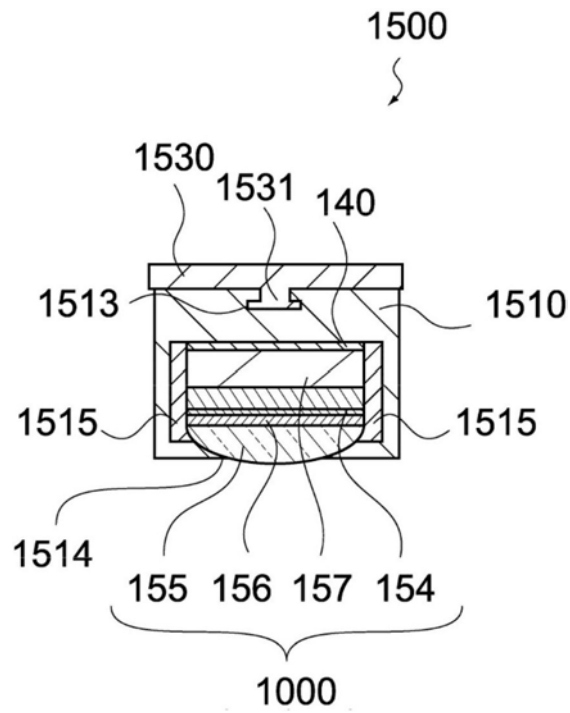


图32

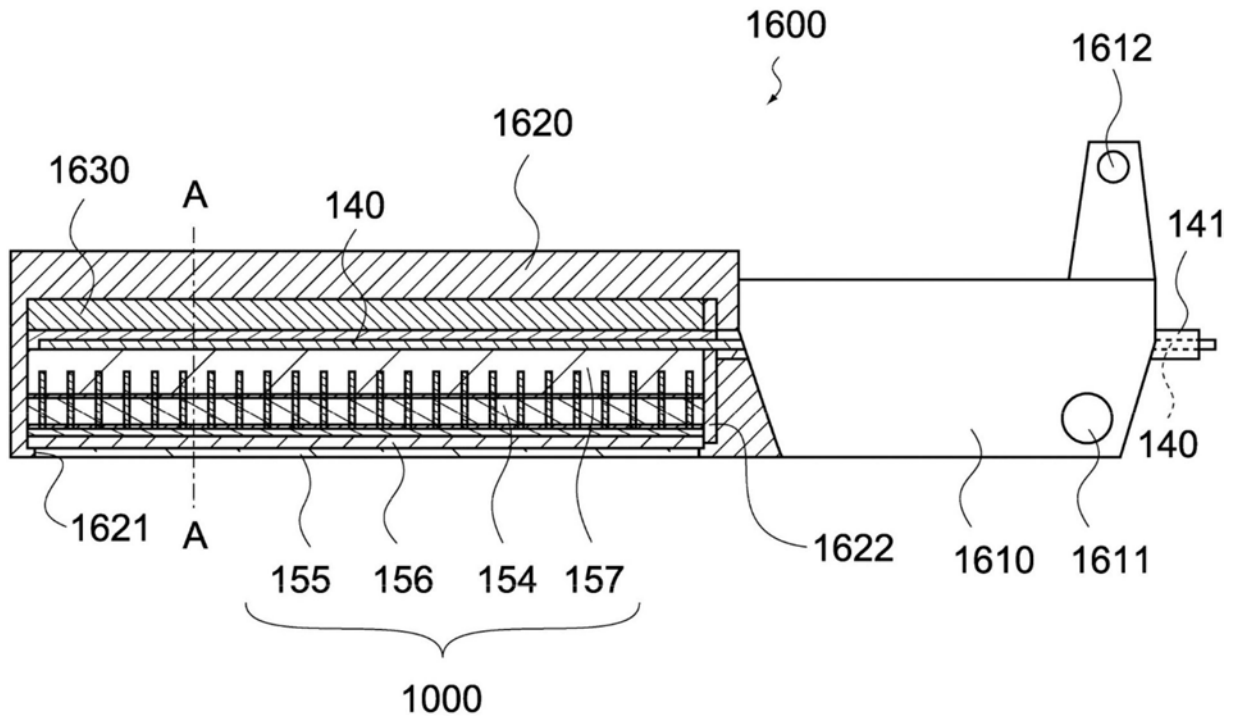


图33

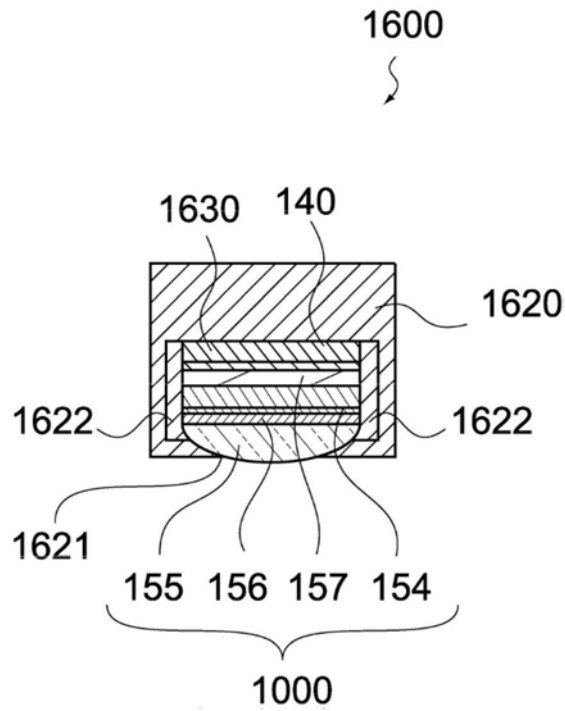


图34

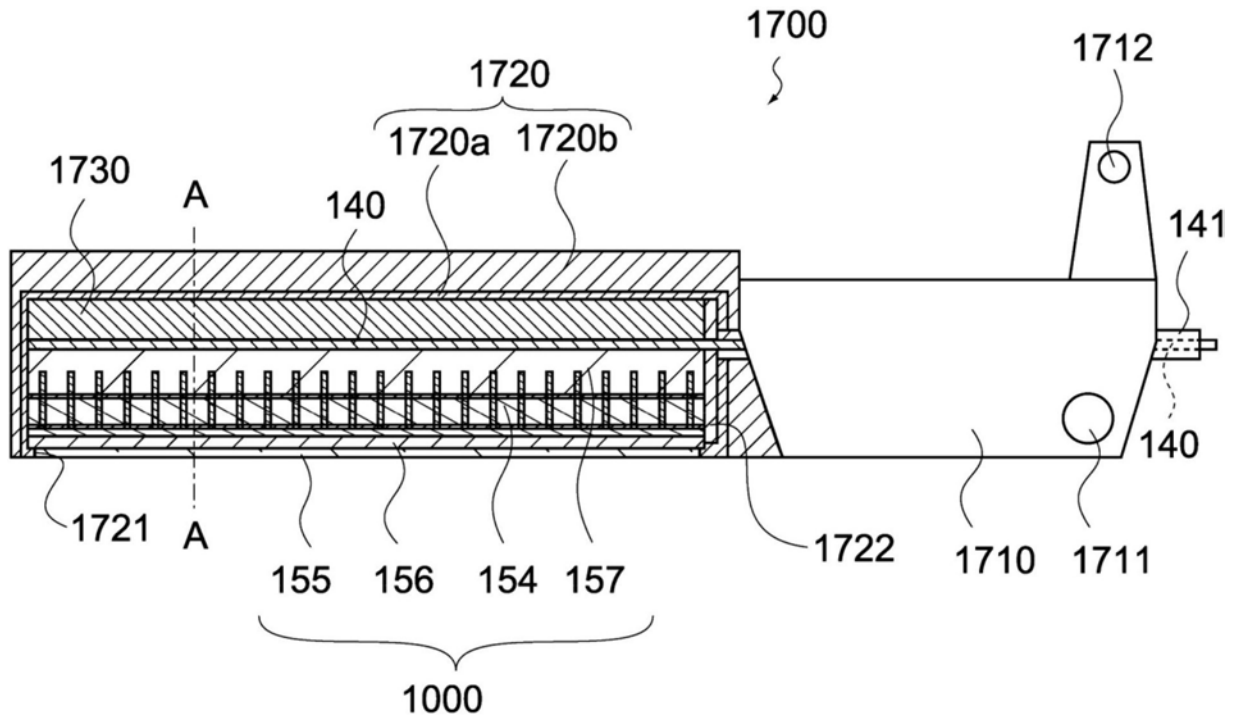


图35

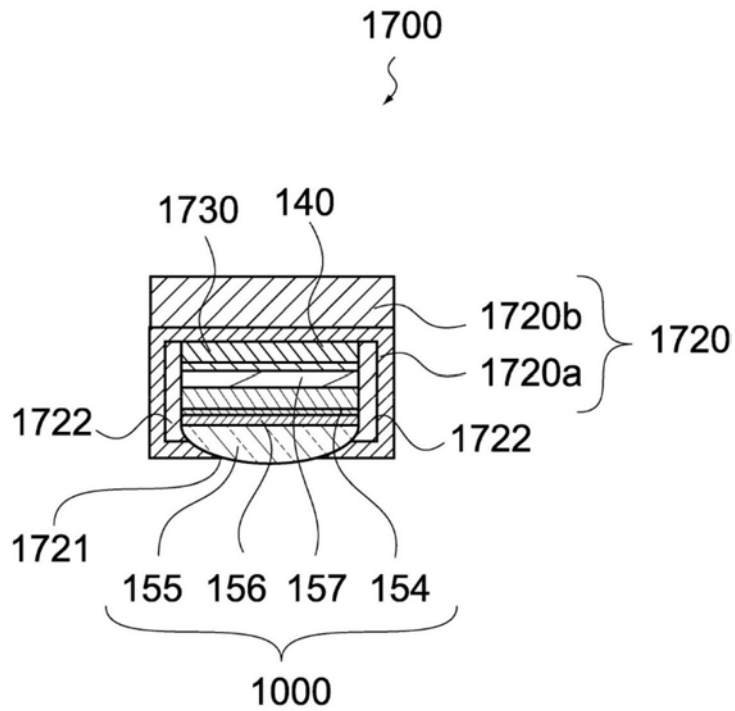


图36

专利名称(译)	用于内窥镜手术的手持器械		
公开(公告)号	CN108472054A	公开(公告)日	2018-08-31
申请号	CN201680068548.7	申请日	2016-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	索尼公司		
申请(专利权)人(译)	索尼公司		
当前申请(专利权)人(译)	索尼公司		
[标]发明人	森本类 宫原和彦		
发明人	森本类 宫原和彦		
IPC分类号	A61B17/29 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/445 A61B17/320068 A61B17/320092 A61B2017/0011 A61B2017/2825 A61B2017/320088 A61B2017/320094 A61B2090/3784 A61B2090/378		
代理人(译)	王玉双		
优先权	2015233108 2015-11-30 JP 2016075701 2016-04-05 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种用于内窥镜手术的手持器械，其具有超声成像功能，该超声成像功能具有可实际使用的空间分辨率。根据本发明的用于内窥镜手术的手持器械包括轴(130)、夹爪(150)、手柄(110)、相控阵超声传感器(154)和信号配线(140)。夹爪(150)置于轴(130)的一端并具有夹持功能。手柄(110)置于轴(130)的另一端并具有操作夹爪(150)的操作机构(111)。相控阵超声传感器(154)安装在夹爪(150)上并具有成像功能。信号配线(140)被提供给轴(130)并连接超声传感器(154)和手柄(110)。

