



(45)授權公告日 2017.03.08

W02014/038547 JA 2014.03.13

1. 一种内窥镜处理器具,其中,该内窥镜处理器具包括:

护套,其具有电绝缘性;以及

电极部,其设于上述护套的顶端部;

上述电极部包括:

棒状的电极,其沿上述护套的轴线方向延伸设置,并且能够配置为自上述护套的顶端部突出并暴露于外部的状态;以及

顶端头部,其在上述电极的顶端部插入到凹部内的状态下被固定,该凹部以沿上述轴线方向延伸的方式设置于该顶端头部的基端面,并且上述顶端头部具有比上述电极的外径大的外径,且由单一的电绝缘性材料形成;

在上述凹部内形成有小径部,该小径部能够供上述电极的顶端部插入,并且具有比上述凹部的内径小的内径,

在上述凹部与上述电极之间,并且在比上述小径部靠顶端侧的位置设有能够卡定于上述小径部的填充构件。

2. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器具,其中,

在上述凹部的基端形成有大径部,该大径部具有比上述凹部的内径大的内径,

上述小径部形成在上述凹部的比上述大径部靠顶端侧的位置,

形成于上述电极的顶端部的凸缘部卡合于上述大径部。

3. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器具,其中

上述填充构件具有热固化性树脂。

4. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器具,其中

上述填充构件具有能够沿上述凹部的径向伸缩的弹性构件。

5. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器具,其中

上述填充构件使用金属制的环状构件来构成。

6. 根据权利要求2所述的内窥镜处理器具,其中

上述小径部形成为与上述大径部相邻。

7. 根据权利要求2所述的内窥镜处理器具,其中

上述凸缘部的外径与上述大径部的上述内径相等。

8. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器具,其中

在上述护套的基于包含轴线的基准平面的截面上,在上述电极的外周面上形成有凹凸部,

上述填充构件卡合于上述凹凸部。

9. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器具,其中

上述小径部的上述内径大于上述电极的顶端部的上述外径。

10. 根据权利要求1所述的内窥镜处理器具,其中

以上述小径部的顶端侧的边随着朝向上述电极的顶端侧去而远离上述护套的轴线的方式形成上述小径部。

内窥镜处理器具

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于切除生物体组织等的内窥镜处理器具。

[0002] 本申请基于2012年09月10日在日本提出申请的特愿2012—198814号要求优先权，并将其内容引用于此。

背景技术

[0003] 使用具有被供给高频电压的电刀部(棒状电极)的内窥镜处理器具,进行经内窥镜地切除粘膜等生物体组织的处理。作为这种内窥镜处理器具,例如公知有专利文献1所公开的高频电刀。

[0004] 在该高频电刀中,以从护套的顶端向其轴线方向突出的方式配置有小径棒状的第1电极部。在第1电极部的顶端部设有第2电极部,该第2电极部在与第1电极部的轴线方向正交的方向上呈放射状延伸。利用第1电极部和第2电极部构成了电刀部。

[0005] 在第1电极部和第2电极部的顶端部设有电绝缘体部(顶端头部)。

[0006] 如此构成的高频电刀若一边向电刀部供给高频电流一边使电刀部整体横向(与电刀部的轴线方向正交的方向)移动,则接触到第1电极部的粘膜被第1电极部切开。在难以使电刀部横向移动的情况下,使电刀部整体纵向(电刀部的轴线方向)移动。这样,由第2电极部勾挂提起的粘膜被第2电极部切开。

[0007] 在专利文献1所公开的高频电刀中,为了将电刀部固定于电绝缘体部,有时利用粘接剂等将电刀部的顶端部安装于形成在电绝缘体部的基端面上的凹部。

[0008] 电绝缘体部与电刀部之间的连接部因高频电流而达到几百℃的高温,并且在切除生物体组织时在各个方向上受到反作用力。因此,存在电绝缘体部自电刀部脱落的隐患。

[0009] 为了解决该问题,提出了专利文献2所公开的高频处理器具。

[0010] 在专利文献2的高频处理器具中,在作为电刀部的处理用电极部的顶端侧部设有由凸部或凹部构成的防脱部。在将该防脱部配置在由固定模具和移动模具构成的电绝缘部形成空间内之后,向电绝缘部形成空间内填充熔融了的树脂构件。通过使该树脂构件冷却并凝固,从而在处理用电极部的顶端部形成电绝缘部(顶端头部)。

[0011] 另外,在专利文献2中,公开了一种在处理用电极部的顶端侧部设置比处理用电极部的外径尺寸大径的膨起部、并且利用由一对绝缘罩构件构成的膨起部覆盖绝缘体罩(顶端头部)覆盖该膨起部的技术。通过利用一对绝缘罩构件构成膨起部覆盖绝缘体罩,能够将处理用电极部的卡合于防脱部的形状形成为膨起部覆盖绝缘体罩。各个绝缘罩构件例如通过钎焊接合于膨起部。

[0012] 现有技术文献

[0013] 专利文献

[0014] 专利文献1:日本国特许第4455002号公报

[0015] 专利文献2:日本国特开2007—21024号公报

发明内容

[0016] 发明要解决的问题

[0017] 但是,在专利文献2的高频处理器具中,由于用多个构件构成膨起部覆盖绝缘体罩,因此制造工序变复杂。

[0018] 另一方面,若采用在模具内配置处理用电极部的防脱部并利用树脂进行成形的、所谓的嵌入成形,则制造成本升高。

[0019] 本发明是鉴于这种问题而做成的,其目的在于提供一种能够控制制造成本并且能够简单地进行制造的内窥镜处理器具。

[0020] 用于解决问题的方案

[0021] 本发明的第一技术方案的内窥镜处理器具包括:护套,其具有电绝缘性;以及电极部,其设于上述护套的顶端部;上述电极部包括:棒状的电极,其沿上述护套的轴线方向延伸设置,并且能够配置为自上述护套的顶端部突出并暴露于外部的状态;以及顶端头部,其在上述电极的顶端部插入到以沿上述轴线方向延伸的方式设置于基端面的凹部内的状态下固定,并具有比上述电极的外径大的外径,且由单一的电绝缘性材料形成;在上述凹部内形成有小径部,该小径部能够供上述电极的顶端部插入,并且具有比上述凹部的内径小的内径,在上述凹部与上述电极之间,并且在比上述小径部靠顶端侧的位置设有能够卡定于上述小径部的填充构件。

[0022] 在本发明的第二技术方案的内窥镜处理器具中,根据上述第一技术方案,也可以是,在上述凹部的基端形成有大径部,该大径部具有比上述凹部的内径大的内径,上述小径部形成在上述凹部的比上述大径部靠顶端侧的位置,形成于上述电极的顶端部的凸缘部卡合于上述大径部。

[0023] 在本发明的第三技术方案的内窥镜处理器具中,根据上述第一技术方案,也可以是,上述填充构件具有热固化性树脂。

[0024] 在本发明的第四技术方案的内窥镜处理器具中,根据上述第一技术方案,也可以是,上述填充构件具有能够沿上述凹部的径向伸缩的弹性构件。

[0025] 在本发明的第五技术方案的内窥镜处理器具中,根据上述第一技术方案,也可以是,上述填充构件使用金属制的环状构件来构成。

[0026] 在本发明的第六技术方案的内窥镜处理器具中,根据上述第二技术方案,也可以是,上述小径部形成为与上述大径部相邻。

[0027] 在本发明的第七技术方案的内窥镜处理器具中,根据上述第二技术方案,也可以是,上述凸缘部的外径与上述大径部的上述内径相等。

[0028] 在本发明的第八技术方案的内窥镜处理器具中,根据上述第一技术方案,也可以是,在上述护套的基于包含轴线的基准平面的截面上,在上述电极的外周面上形成有凹凸部,上述填充构件卡合于上述凹凸部。

[0029] 在本发明的第九技术方案的内窥镜处理器具中,根据上述第一技术方案,也可以是,上述小径部的上述内径大于上述电极的顶端部的上述外径。

[0030] 发明的效果

[0031] 根据上述各个技术方案的内窥镜处理器具,能够控制制造成本并且简单地进行制

造。

附图说明

- [0032] 图1是对将本发明的一实施方式的高频电刀设为压入状态时的一部分剖切后的侧视图。
- [0033] 图2是该高频电刀的顶端部的侧面的剖视图。
- [0034] 图3是图1中的剖切线A1—A1的剖视图。
- [0035] 图4是表示制造该高频电刀的电极部的顺序的图。
- [0036] 图5是对将该高频电刀设为拉回状态时的一部分剖切后的侧视图。
- [0037] 图6是使用了该高频电刀的手法的说明,是表示在粘膜的一部分上开孔时的状态的图。
- [0038] 图7是使用了该高频电刀的手法的说明,是表示向粘膜的孔内插入了顶端头部的状态的图。
- [0039] 图8是使用了该高频电刀的手法的说明,是表示使电极横向移动来进行切开的状态的图。
- [0040] 图9是使用了该高频电刀的手法的说明,是表示使电极纵向移动来进行切开的状态的图。
- [0041] 图10是使用了该高频电刀的手法的说明,是表示使病变粘膜部分剥离的状态的图。
- [0042] 图11是本发明的实施方式的变形例中的高频电刀的顶端部的剖视图。
- [0043] 图12是本发明的实施方式的其他变形例中的高频电刀的顶端部的剖视图。
- [0044] 图13是本发明的实施方式的其他变形例中的高频电刀的顶端部的剖视图。
- [0045] 图14是本发明的实施方式的其他变形例中的高频电刀的顶端部的剖视图。
- [0046] 图15是本发明的实施方式的其他变形例中的高频电刀的顶端部的剖视图。
- [0047] 图16是本发明的实施方式的其他变形例中的高频电刀的顶端部的剖视图。
- [0048] 图17是本发明的实施方式的其他变形例中的高频电刀的顶端部的剖视图。
- [0049] 图18是本发明的实施方式的其他变形例中的高频电刀的顶端部的剖视图。
- [0050] 图19是本发明的实施方式的其他变形例中的高频电刀的顶端部的剖视图。
- [0051] 图20是本发明的实施方式的其他变形例中的高频电刀的顶端部的剖视图。

具体实施方式

- [0052] 以下,参照图1~图20说明本发明的内窥镜处理器具的一实施方式。
- [0053] 如图1所示,作为本实施方式的内窥镜处理器具的高频电刀1包括护套10和设置于护套10的顶端部的电极部20。此外,在以下所有的附图中,为了易于观察附图,适当地使各构成要素的厚度、尺寸的比例不同。
- [0054] 护套10具有能够贯穿内窥镜的通道(未图示)内的外径和挠性、以及电绝缘性。护套10包括紧密缠绕线圈11、覆盖紧密缠绕线圈11的外周面的绝缘管12、固定于绝缘管12的顶端部的内周面的止挡构件13以及绝缘端头14。
- [0055] 紧密缠绕线圈11例如通过将平板状的线圈沿护套10的轴线C1方向无间隙地进行

卷绕而构成。紧密缠绕线圈11具有在护套10贯穿内窥镜的通道内的状态下能够与内窥镜的插入部的形状变化相对应地容易地改变形状的挠性。

[0056] 绝缘管12例如由四氟乙烯材料等具有耐热性、挠性的绝缘性的树脂材料形成。绝缘管12的外径形成能够贯穿内窥镜的通道内的外径。

[0057] 止挡构件13由不锈钢等金属材料形成为筒状。在止挡构件13的顶端部形成有壁厚部13a,该壁厚部13a使壁厚比止挡构件13的基端部向护套10的径向内侧增厚(具有比基端部侧的内径小的内径)。

[0058] 紧密缠绕线圈11与止挡构件13之间的连结部的内周面和外周面分别彼此形成为大致同一面。

[0059] 在比该壁厚部13a靠顶端侧的位置、且绝缘管12的内周面上固定有上述绝缘端头14。绝缘端头14固定于绝缘管12和止挡构件13。绝缘端头14由具有绝缘性的材料形成为大致圆柱状,并形成有沿轴线C1方向贯穿绝缘端头14的透孔14a。透孔14a的内周面与壁厚部13a的内周面形成为大致同一面。

[0060] 在护套10的管路10a内,以能够沿轴线C1方向进退的方式贯穿有操作线17。

[0061] 如图1和图2所示,电极部20包括沿轴线C1方向延伸设置的棒状的电极21和固定于棒状电极21的顶端部的顶端头部22。

[0062] 以下,首先,说明顶端头部(chip)22。

[0063] 顶端头部22的顶端面22a形成为朝向顶端侧凸起的曲面状。如图2和图3所示,顶端头部22的基端面22b以与轴线C1正交的方式形成得较平坦。在基端面22b的边缘部形成有倒角部22c,该倒角部22c以越朝向顶端侧越扩径的方式被实施了倒角加工。

[0064] 如图2所示,在顶端头部22的基端面22b上,以沿轴线C1方向延伸的方式形成有凹部24。在该例子中,凹部24以自基端面22b呈圆柱状凹陷的方式形成。在凹部24的内周面24a的基端形成有大径部25,该大径部25具有比凹部24的内径大、且比顶端头部22的外径小的内径。即,大径部25在顶端头部22的基端面22b上开口。

[0065] 在凹部24的内周面24a的比大径部25靠顶端侧的位置形成有小径部26,该小径部26具有比凹部24的内径小的内径。该小径部26与大径部25相邻。小径部26形成于凹部24的内周面24a整周。在该例子中,基于以自内周面24a向轴线C1侧突出的方式形成的小径部26的包含轴线C1的平面(后述的基准平面Q。)的截面形状形成为矩形状。

[0066] 小径部26的内径被设定为能够供电极21的后述的第二电极30插入的大小。

[0067] 在本实施方式中,凹部24、大径部25以及小径部26形成为分别相对于轴线C1旋转对称。

[0068] 顶端头部22由陶瓷材料等具有电绝缘性和耐热性的材料形成为单一的构件。

[0069] 电极21包括形成为细长的圆柱状的第一电极29和形成为筒状并嵌套于第一电极29的顶端部的外侧而固定的第二电极30。

[0070] 第二电极30的外径设定得稍微小于小径部26的内径。在第二电极30的基端形成有环状的凸缘部31。凸缘部31的外径设定得大于第二电极30的外径、且与顶端头部22的大径部25的内径相等或者稍微小于顶端头部22的大径部25的内径。凸缘部31的厚度(轴线C1方向的长度)设定得长于大径部25的轴线C1方向的长度。电极21的外径设定得小于顶端头部22的外径。

[0071] 第一电极29和第二电极30由不锈钢等金属形成。第二电极30通过焊接等固定于第一电极29的顶端。

[0072] 在电极21的第二电极30插入到顶端头部22的凹部24内、并且电极21的凸缘部31卡合于顶端头部22的大径部25的状态下,电极21与顶端头部22固定。

[0073] 由于凸缘部31的外径设定得与大径部25的内径相等或者稍微小于大径部25的内径,因此防止了插入到顶端头部22的凹部24内的电极21相对于顶端头部22沿径向移动或者摆动。另外,由于凸缘部31的厚度设定得长于大径部25的轴线C1方向的长度,因此在使凸缘部31的顶端面接触到大径部25的顶端面时,成为凸缘部31的基端面31a比顶端头部22的基端面22b向基端侧突出的状态。

[0074] 通过如此构成凸缘部31,能够控制凸缘部31的基端面31a自顶端头部22的基端面22b向基端侧突出的长度L(例如,长度L为几百 μm 左右),并且能够增厚凸缘部31的厚度而确保凸缘部31的强度。

[0075] 在顶端头部22的凹部24与电极21之间且比小径部26靠顶端侧的位置形成有空间S1。空间S1也形成在凹部24与电极21的顶端面之间。在该空间S1内,无间隙地填充有由热固化性树脂构成的树脂构件(填充构件)34。作为树脂构件34,能够适当地使用环氧类树脂等。由于第二电极30的外径设定得稍微小于小径部26的内径,因此第二电极30与小径部26之间的间隙变小。由此,抑制了树脂构件34从空间S1移动(泄漏)到外部。

[0076] 如此构成的树脂构件34能够卡定于顶端头部22的小径部26。

[0077] 如图1所示,第一电极29贯穿绝缘端头14的透孔14a。第一电极29的基端部与操作线17的顶端部之间利用止挡件承受部36机械连接及电连接。

[0078] 止挡件承受部36的外径设定得小于紧密缠绕线圈11的内径、并且大于止挡构件13的壁厚部13a的内径。

[0079] 本实施方式的高频电刀1在护套10的基端部设有操作部40。操作部40包括固定于护套10的基端部的操作部主体41和能够相对于操作部主体41滑动的操作用滑动件42。

[0080] 在操作部主体41上,在操作部主体41的顶端部与基端部之间形成有直线状的引导轴部41a。操作部主体41在基端部具有勾指用的环41b。

[0081] 操作用滑动件42能够沿着操作部主体41的引导轴部41a直线滑动。操作用滑动件42与操作部主体41的环41b相同地在与轴线C1正交的方向上具有勾指用的环42a、42b。操作用滑动件42具有连接器部42c,该连接器部42c电连接有与高频产生装置(未图示)相通的未图示的线缆。在操作用滑动件42上连接有操作线17的基端部。

[0082] 如此构成的操作部40例如是将大拇指放入操作部主体41的环41b内,将食指和中指放入操作用滑动件42的环42a、42b内,能够进行操作以使得操作用滑动件42相对于操作部主体41进行滑动。

[0083] 如此构成的高频电刀1的电极部20通过以下这样的顺序来制造。

[0084] 即,利用未图示的模具,如图4所示,使用陶瓷材料将顶端头部22一体成形为单一的构件。在成形了顶端头部22之后,从顶端头部22上卸下配置于凹部24的模具的内模具(芯)。此时,相对于顶端头部22以恒定以上的力向基端侧抽拔内模具。由此,小径部26的内径被按压扩张,能够从顶端头部22上卸下内模具。

[0085] 通过焊接等将第二电极30固定于第一电极29的顶端,形成电极21。

[0086] 在凹部24的内周面24a等上涂布树脂构件34固化前的流动性树脂34a。如图2所示,使电极21的第二电极30插入到顶端头部22的凹部24内,并且使电极21的凸缘部31卡合于顶端头部22的大径部25。

[0087] 在该状态下,若将高频电刀1放入例如高温炉内,则流动性树脂34a固化而成为树脂构件34。

[0088] 通过以上工序,制造出高频电刀1的电极部20。

[0089] 如此构成的本高频电刀1如图1所示,若通过使操作滑动件42相对于操作部主体41向顶端侧移动来相对于护套10向顶端侧压入操作线17,则止挡件承受部36抵接于止挡构件13的壁厚部13a,从而向顶端侧压入了操作线17的压入状态被定位。在该压入状态下,顶端头部22和第二电极30相对于绝缘端头14远离顶端侧,并且成为第一电极29和凸缘部31自护套10的顶端部突出并暴露于外部的状态。

[0090] 另一方面,若通过使操作滑动件42相对于操作部主体41向基端侧移动来相对于护套10向基端侧拉回操作线17,则如图5所示,电极21的凸缘部31抵接于绝缘端头14,从而将操作线17拉回到基端侧的拉回状态被定位。

[0091] 在该拉回状态下,第一电极29容纳于护套10内,凸缘部31成为基本上未暴露于外部的状态。

[0092] 接着,说明像以上那样构成的高频电刀1的动作。以下,说明使用高频电刀1例如经内窥镜地进行体腔内的粘膜切除时的动作。

[0093] 首先,通过未图示的内窥镜的通道并经内窥镜地将同样未图示的注射针导入体腔内。使用注射针,如图6所示,向该体腔内的应切除的病变粘膜部分P1的粘膜下层注入生理盐水,使该病变粘膜部分P1隆起。

[0094] 接着,将对电极板(未图示)安装在患者身上。之后,同样地经内窥镜地导入具有公知的针状的电极(电刀部)E11的高频电刀E10。利用未图示的高频产生装置向电极E11供给高频电流,在病变粘膜部分P1周围的一部分粘膜上进行开设孔P2的初始切开。然后,从内窥镜的通道中抽拔该高频电刀E10并拔出来。

[0095] 接下来,将设为拉回状态的本实施方式的高频电刀1经由内窥镜的空的通道导入到体腔内。如图7所示,使该高频电刀1的顶端部自内窥镜的插入部的顶端突出。然后,使高频电刀1成为压入状态,使顶端头部22自护套10的顶端部远离。从高频电刀1的顶端头部22插入到初始切开的孔P2中。

[0096] 之后,一边向电极21供给高频电流,一边如图8所示使高频电刀1的电极21沿着预定的切除方向进行移动。此时,电极部20因高频电流而达到几百℃的高温。

[0097] 例如若使电极21横向(与轴线C1正交的方向。)移动,则接触到电极21的粘膜被电极21切开。

[0098] 此时,由于在凸缘部31确保了强度的同时,上述长度L也得到控制,因此能够利用电极21的凸缘部31可靠地切开粘膜。

[0099] 在难以使电极21横向移动的情况下,如图9所示,若使电极21整体纵向(轴线C1方向)移动,则由电极部20的凸缘部31勾挂提起的粘膜通过接触凸缘部31而被切开。

[0100] 组合该纵向移动与上述横向移动而使高频电刀1的电极21移动。然后,在病变粘膜部分P1的整个周向上切开病变粘膜部分P1的四周。

[0101] 在使电极21纵向移动时等,有时作用有欲使电极21与顶端头部22分开的力。即使在该情况下,由于在空间S1内设有树脂构件34,因此树脂构件34也卡定于顶端头部22的小径部26。

[0102] 电极21的顶端部被顶端头部22覆盖。假设即使通过电极21的轴线C1方向的移动使电极21的顶端接触到非切除组织P3(参照图9。),在顶端头部22的绝缘作用下,供给到电极21的高频电流也不会流向非切除组织P3。

[0103] 因此,手术操作者不必进行以恒定的深度使电极21移动以使得位于作为切除对象部位的病变粘膜部分P1的深部的非切除组织P3与电极21不会接触这样的复杂的操作。

[0104] 像以上那样,如果在整个周向上完全切开病变粘膜部分P1,则如图10所示,使电极21抵接于切开病变粘膜部分P1周围后的切口P4,组合高频电刀1的横向和纵向的移动,利用电极21依次切开病变粘膜部分P1并使病变粘膜部分P1剥离。

[0105] 然后,在完全切除病变粘膜部分P1并使其剥离之后,将高频电刀1设为拉回状态并从内窥镜的通道内向手边侧抽拔。使未图示的把持钳子等贯穿内窥镜的空通道,操作把持钳子并经内窥镜地取出病变粘膜部分P1而结束一连串的处理。

[0106] 如以上所说明,根据本实施方式的高频电刀1,在相对于护套10向顶端侧压入操作线17并将高频电刀1设为压入状态而使电极21暴露的状态下,经由操作线17向电极21供给高频电流。通过使组织接触该电极21,能够切开组织。

[0107] 由于顶端头部22由单一的构件形成,因此不必像以往的高频处理器具那样接合多个构件来构成顶端头部。因而,能够简单地制造高频电刀1。

[0108] 顶端头部22并非采用嵌入成形,而是使用陶瓷材料等并利用普通的模具来进行成形。由此,能够控制高频电刀1的制造成本。

[0109] 即使在作用有欲使电极21与顶端头部22分开的力的情况下,由于树脂构件34卡定于顶端头部22的小径部26,因此也能够抑制顶端头部22自电极21脱落。

[0110] 在顶端头部22处,大径部25的内径设定得大于凹部24的内径,并且凸缘部31的外径设定得与大径部25的内径相等或者稍微小于大径部25的内径。利用具有比凹部24的内径大的内径的大径部25抑制了电极21相对于顶端头部22的径向的移动、摆动,因此在制造高频电刀1时,能够有效地抑制电极21相对于顶端头部22径向移动或摆动。

[0111] 由于树脂构件34由热固化性树脂构成,因此通过在顶端头部22的凹部24涂布流动性树脂34a、并在将电极21插入到凹部24内的状态下使流动性树脂34a固化来形成树脂构件34。如此,不必在将电极21插入到顶端头部22之后将填充构件注入空间S1内等,能够在空间S1内容易地形成树脂构件34。

[0112] 顶端头部22由于基端侧开口,因此顶端头部22的比顶端侧靠基端侧的部位易于变形。顶端头部22的小径部26由于形成为与设置于凹部24的基端的大径部25相邻,因此易于以小径部26的内径被按压扩张的方式进行变形。因而,能够容易地从成形后的顶端头部22上卸下模具的内模具。

[0113] 由于第二电极30的外径设定得稍微小于小径部26的内径,即小径部26的内径设定得比第二电极30的外径大,因此能够容易地将第二电极30插入到小径部26内。

[0114] 本实施方式的高频电刀1能够像以下说明的那样使其结构进行各种变形。

[0115] 像图11所示的高频电刀2那样,在上述实施方式的高频电刀1中,在顶端头部22的

空间S1内,除了树脂构件34以外,还可以设有橡胶等弹性构件(填充构件)51。弹性构件51能够沿凹部24的径向弹性伸缩。在该例子中,弹性构件51配置为相对于顶端头部22的小径部26向顶端侧远离。

[0116] 如此构成的高频电刀2的电极部52通过以下这样的顺序来进行制造。

[0117] 即,在向顶端头部22的凹部24内插入电极21之前,通过在电极21的第二电极30的外周面上粘贴弹性构件51等而设置弹性构件51。若向成形后的顶端头部22的凹部24内插入电极21的第二电极30,则弹性构件51虽然与小径部26的内径相匹配地暂时缩径,但是当在顶端侧超越小径部26时,在弹性构件51的弹性力的作用下扩径而恢复为原来的形状。

[0118] 根据如此构成的本变形例的高频电刀2,在制造高频电刀2时,能够利用弹性构件51的弹性力容易地将弹性构件51配置在顶端头部22的空间S1内。

[0119] 在本变形例中,通过弹性构件51卡定于小径部26,能够起到与上述实施方式的高频电刀1相同的效果,因此也可以在空间S1内没有树脂构件34。

[0120] 像图12所示的高频电刀3那样,在上述实施方式的高频电刀1中,也可以将小径部26形成在比大径部25靠顶端侧的位置,且远离大径部25。在该变形例中,树脂构件34不仅设置在空间S1内,也设置在顶端头部22的凹部24与电极21之间、且小径部26与凸缘部31之间的空间S2内。

[0121] 根据如此构成的本变形例的高频电刀3,也能够起到与上述实施方式的高频电刀1相同的效果。

[0122] 在本变形例中,也可以在空间S2内没有树脂构件34。

[0123] 像图13所示的高频电刀4那样,在上述变形例的高频电刀3中,也可以在空间S1内具有弹性构件51。在该变形例中,弹性构件51以接触小径部26的方式配置在比小径部26靠顶端侧的位置。

[0124] 根据如此构成的本变形例的高频电刀4,也能够起到与上述变形例的高频电刀3相同的效果。

[0125] 在本变形例中,也可以在空间S1、空间S2内没有树脂构件34。

[0126] 像图14所示的高频电刀5那样,在上述实施方式的高频电刀1中,也可以构成为在电极21的第二电极30的外周面上形成有凹凸部30a,并且树脂构件34沿轴线C1方向卡合于该凹凸部30a。

[0127] 凹凸部30a在基于包含轴线C1的基准平面Q的第二电极30的截面上,随着朝向基端侧而相对于轴线C1接近或远离,从而形成有凹凸。凹凸部30a既可以在轴线C1方向上排列多个以轴线C1为中心的环状的槽来构成,也可以利用以轴线C1为轴的螺线状的槽来构成。

[0128] 根据如此构成的本变形例的高频电刀5,电极21的第二电极30与树脂构件34之间的连接强度提高,并且树脂构件34卡定于顶端头部22的小径部26,因此能够更可靠地抑制电极21相对于树脂构件34沿轴线C1方向脱落。

[0129] 此外,在本变形例中,既可以将凹凸部进一步形成于凹部24的内周面24a,也可以将凹凸部仅形成于凹部24的内周面24a。

[0130] 像图15所示的高频电刀6那样,在上述变形例的高频电刀5中,也可以在空间S1内具有卡合于凹凸部30a的弹性构件51。在该变形例中,弹性构件51配置为相对于小径部26向顶端侧远离。

[0131] 根据如此构成的本变形例的高频电刀6,也能够起到与上述变形例的高频电刀5相同的效果。

[0132] 像图16所示的高频电刀7那样,在上述实施方式的高频电刀1中,也可以取代树脂构件34而具有金属制的环状构件(填充构件)56。

[0133] 环状构件56例如能够通过将在电极21插入到顶端头部22的凹部24内之后使熔点比顶端头部22和电极21的熔点低的例如铝等流入空间S1内并冷却、凝固来形成。

[0134] 根据如此构成的本变形例的高频电刀7,也能够起到与上述实施方式的高频电刀1相同的效果。

[0135] 以上,参照附图详细说明了本发明的一实施方式,但是具体结构并不限于该实施方式,不脱离本发明的主旨的范围内的结构的变更等也包含于其中。而且,能够对各个实施方式和变形例所示的各个结构适当地组合并进行利用。

[0136] 例如,在上述实施方式中,小径部26的基于基准平面Q的截面形状形成为矩形。但是,小径部的基于该基准平面Q的截面形状并不限于此。例如,如图17所示,也可以以虽然顶端侧的边61a与轴线C1正交、但是基端侧的边61b随着朝向顶端侧而靠近轴线C1的方式形成有小径部61。作为这样的小径部61的截面形状,能够列举三角形、梯形等。

[0137] 通过如此形成小径部61,树脂构件34卡定于小径部61的边61a而能够抑制顶端头部22自电极21脱落,并且在制造高频电刀1时,通过利用边61b引导电极21,能够容易地将电极21插入到顶端头部22的凹部24内。

[0138] 另外,如图18所示,也可以以顶端侧的边62a随着朝向顶端侧而自轴线C1远离的方式形成有小径部62。

[0139] 通过如此形成小径部62,在制造高频电刀1时,能够容易地从顶端头部22上卸下内模具。

[0140] 在上述实施方式和变形例中,树脂构件34无间隙地填充于空间S1、空间S2内,但是只要树脂构件34设置于空间S1、空间S2的至少一部分即可。即使如此构成,也能够起到与上述实施方式和变形例相同的效果。

[0141] 也可以以成为电极21未容纳于护套10内、电极21自护套10的顶端部突出的状态的方式构成高频电刀。

[0142] 由于能够利用电极21的第一电极29切开粘膜,因此也可以构成为高频电刀1的电极21没有凸缘部31。

[0143] 另外,在上述实施方式和变形例中,在高频电刀1的顶端头部22具有大径部25,但是例如在高频电刀1自身的尺寸较大、且凸缘部31具有能够确保强度的厚度的情况下,也可以在顶端头部22没有大径部25。

[0144] 具体地说,成为如图19所示的卡合于顶端头部22的基端面22b的凸缘部31整体比基端面22b向基端侧突出的结构。在如此构成了高频电刀1的情况下,能够进一步减少顶端头部22的加工成本。而且,即使在作用有欲使电极21与顶端头部22分开的轴线C1方向的力的情况下,由于树脂构件34卡定于顶端头部22的小径部26,因此也能够抑制顶端头部22自电极21脱落。

[0145] 作为另一例子,在上述变形例的高频电刀5中,在没有大径部25的情况下成为如图20所示的结构。即使在该情况下,电极21的第二电极30与树脂构件34之间的连接强度也进

一步提高,并且也能够起到与图19所示的高频电刀1相同的效果。

[0146] 产业上的可利用性

[0147] 根据上述一实施方式(包括变形例在内)的内窥镜处理器具,能够控制制造成本并且简单地进行制造。

[0148] 附图标记说明

[0149] 1、2、3、4、5、6、7高频电刀(内窥镜处理器具);10护套;20、52电极部;21电极;22顶端头部;22b基端面;24凹部;25大径部;26、61、62小径部;30a凹凸部;34树脂构件(填充构件);51弹性构件(填充构件);56环状构件(填充构件);C1轴线;Q基准平面。

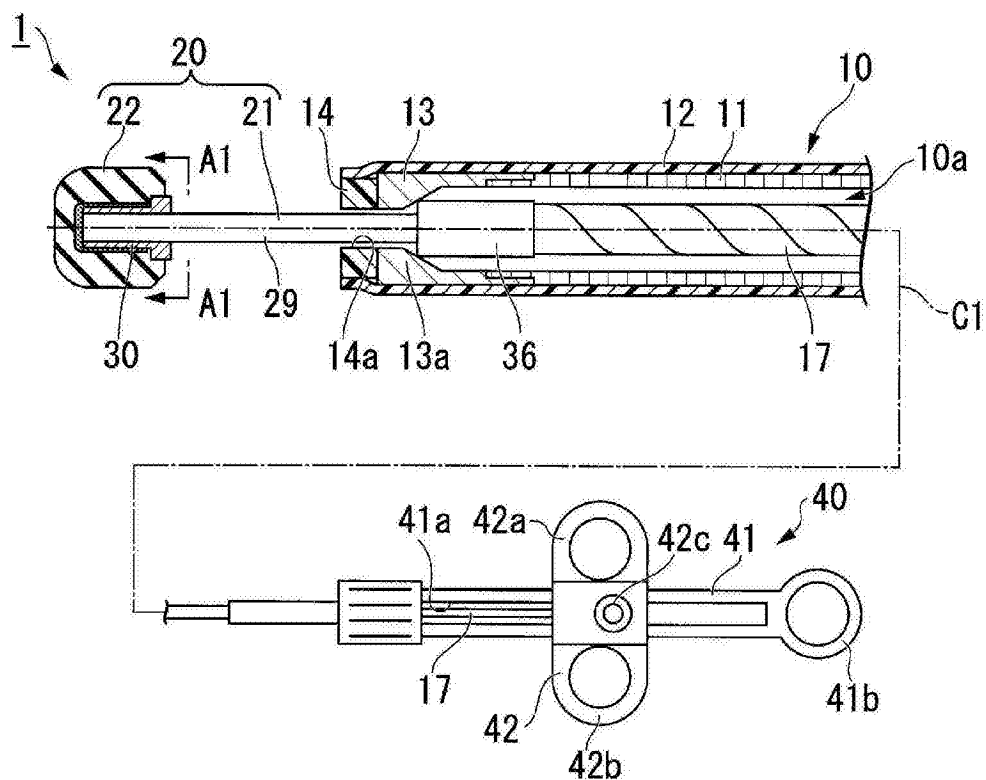


图1

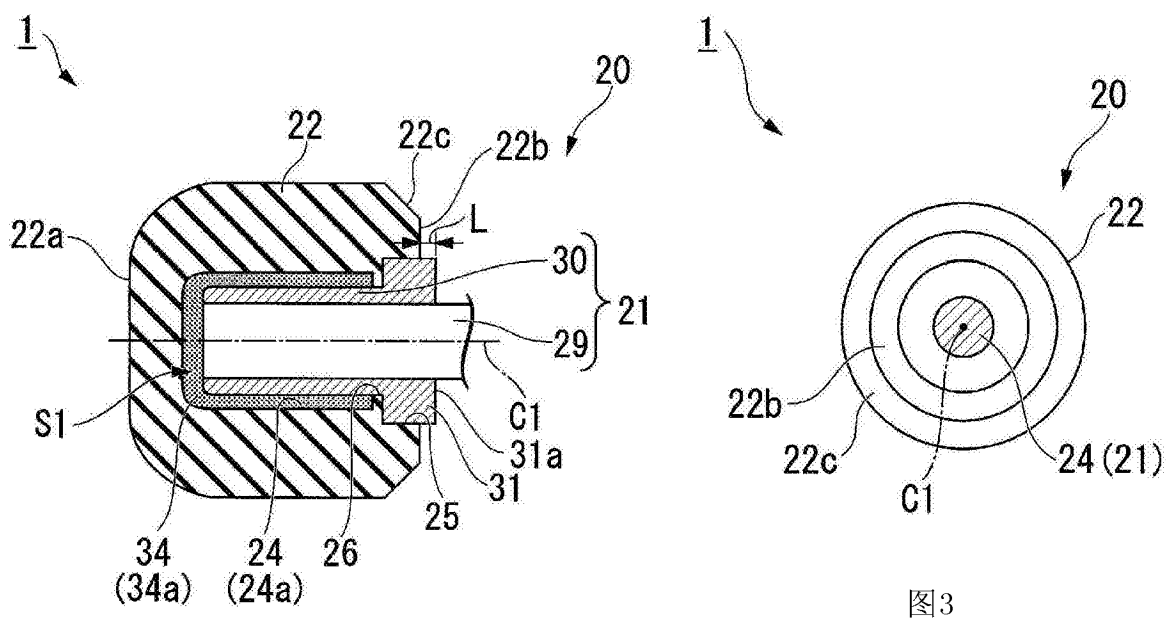


图2

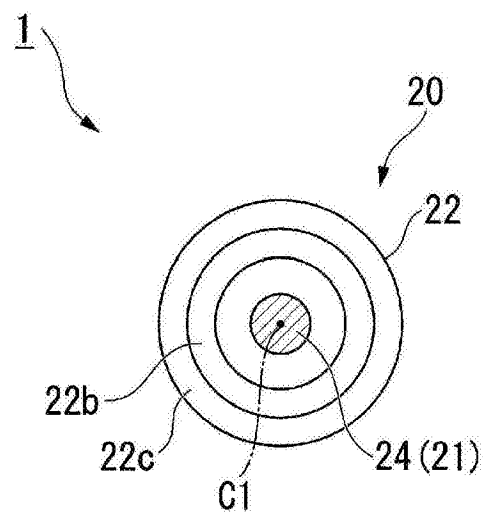


图3

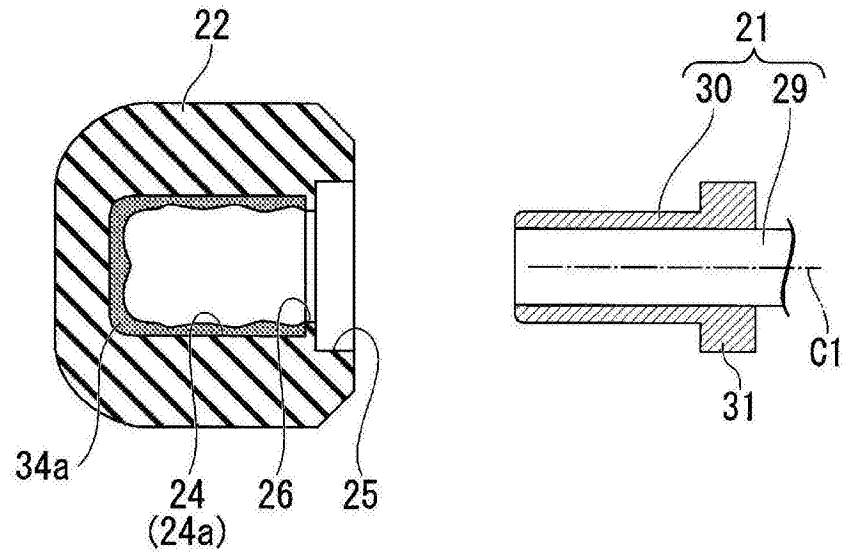


图4

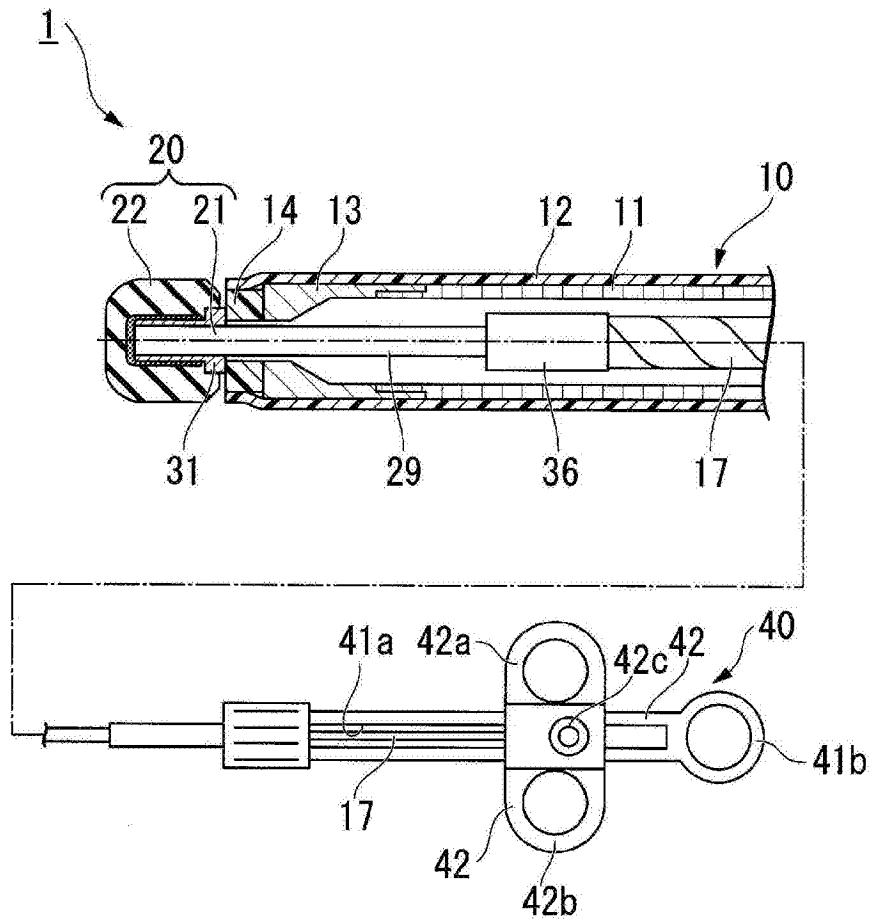


图5

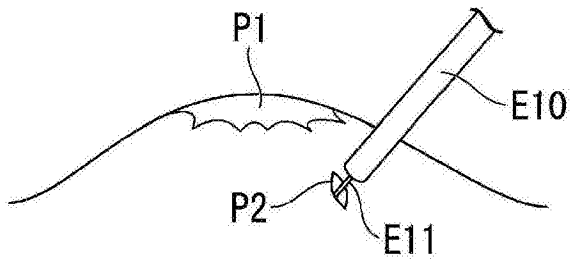


图6

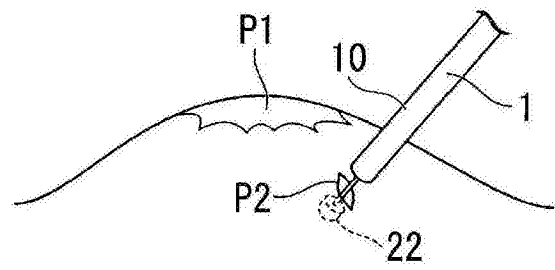


图7

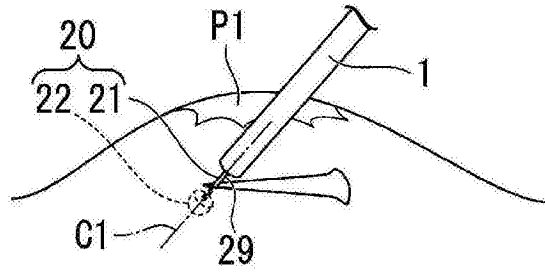


图8

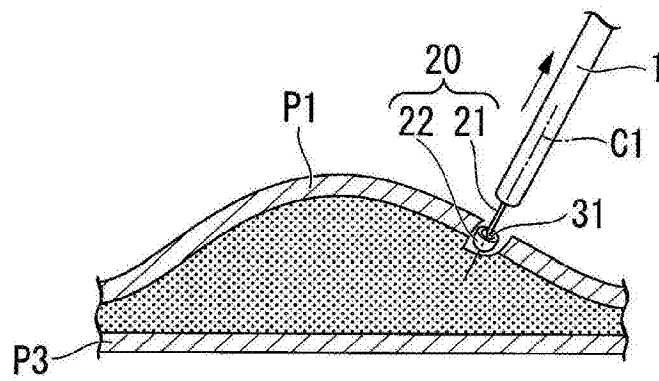


图9

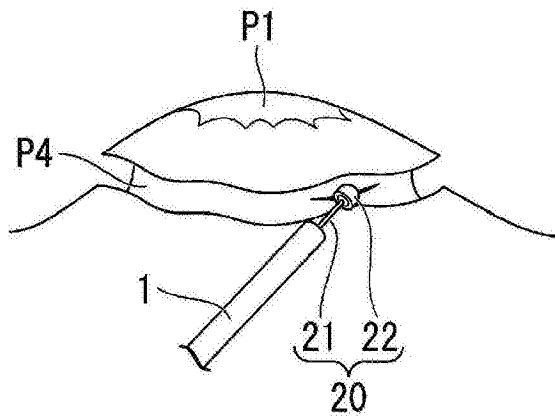


图10

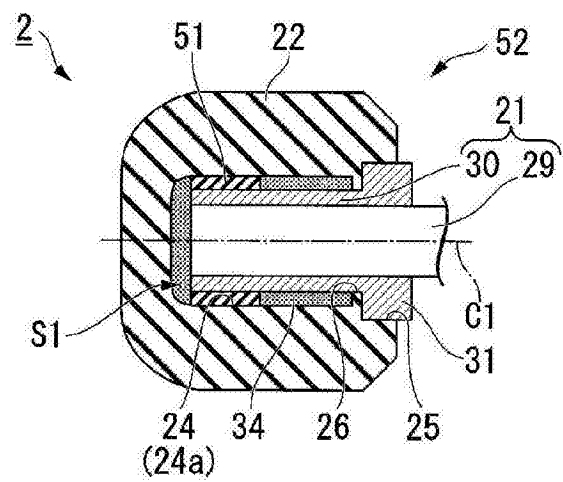


图11

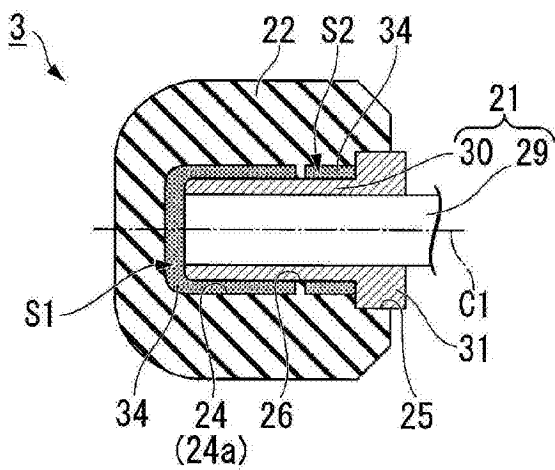


图12

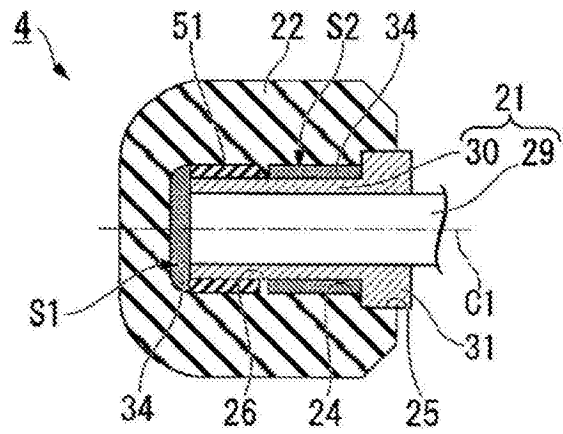


图13

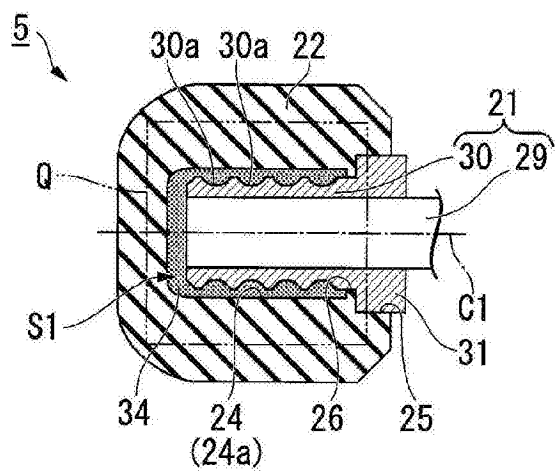


图14

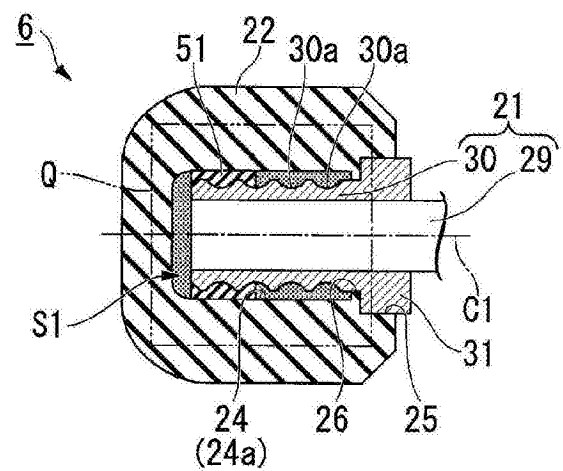


图15

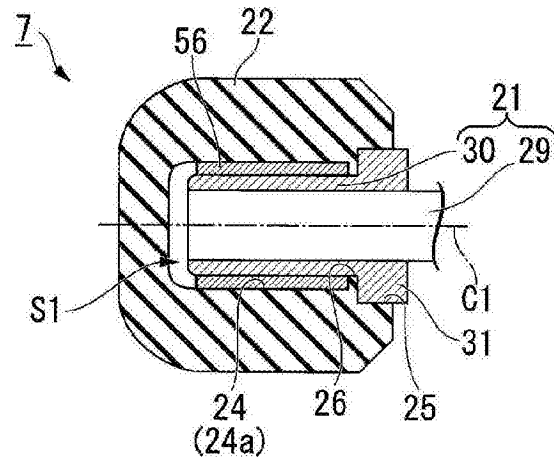


图16

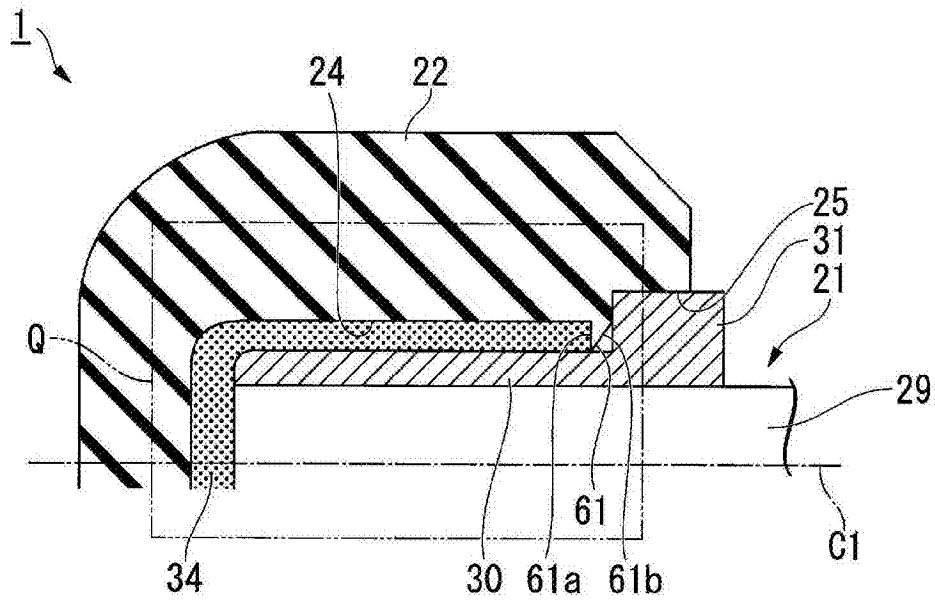


图17

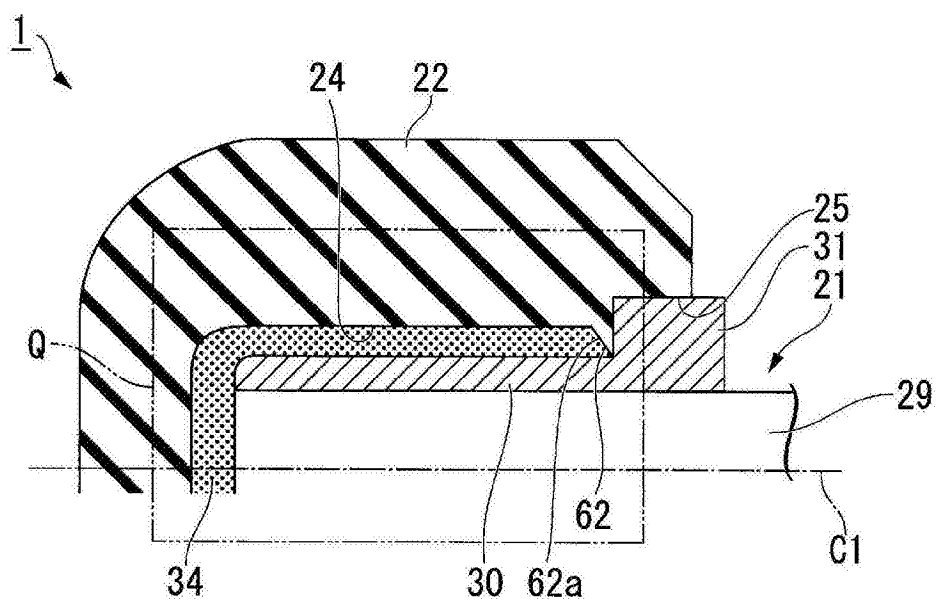


图18

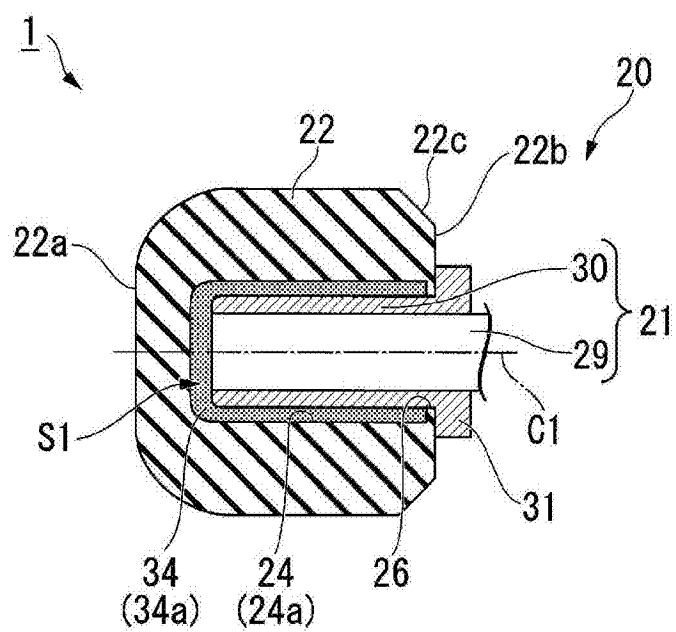


图19

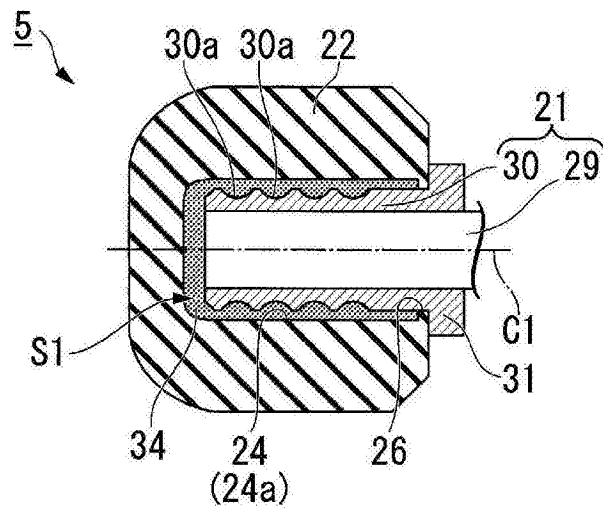


图20

