



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104066397 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 24

(21) 申请号 201380006405. X

(22) 申请日 2013. 09. 03

(30) 优先权数据

2012-198814 2012. 09. 10 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 07. 23

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/073679 2013. 09. 03

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/038547 JA 2014. 03. 13

(71) 申请人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 山本哲也 木村惠 田渊康弘

吉田洋平

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事
务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇 张会华

(51) Int. Cl.

A61B 18/12(2006. 01)

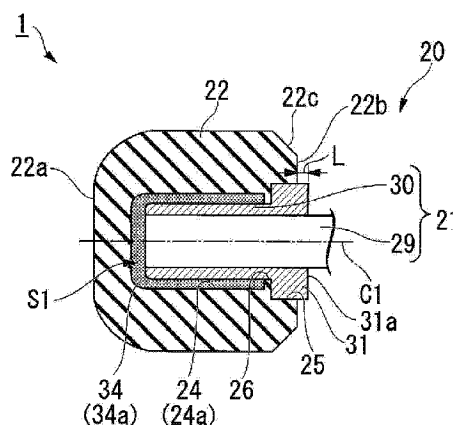
权利要求书1页 说明书10页 附图7页

(54) 发明名称

内窥镜处理器具

(57) 摘要

内窥镜处理器具包括:护套,其具有电绝缘性;以及电极部,其设于护套的顶端部;电极部包括:棒状的电极,其沿护套的轴线方向延伸设置,并且能够配置为自护套的顶端部突出并暴露于外部的状态;以及顶端头部(22),其在电极的顶端部插入到以沿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,并具有比电极的外径大的外径,且由单一的电绝缘性材料形成;在凹部内形成有小径部,该小径部能够供电极的顶端部插入,并且具有比凹部的内径小的内径,在凹部与电极之间,并且在比小径部靠顶端侧的位置设有能够卡定于小径部的填充构件。



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被固定,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。

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。

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 的外径形成为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,若通过使操作部滑动件 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,若通过使操作部滑动件 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 为轴的螺旋线状的槽来构成。

[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。

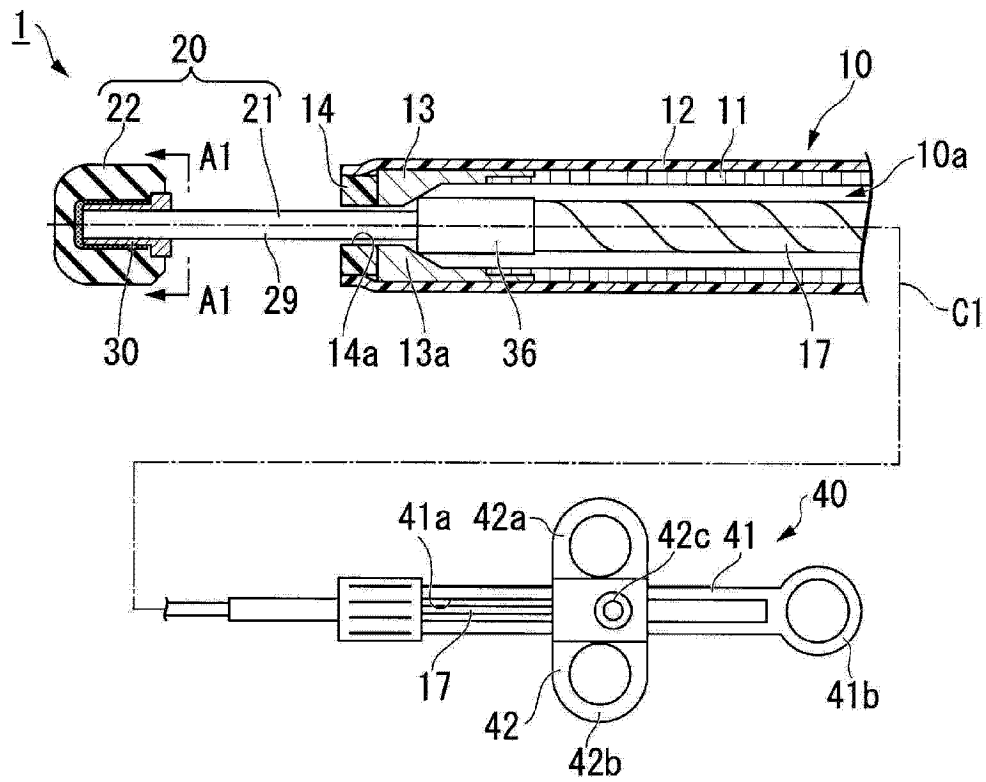


图 1

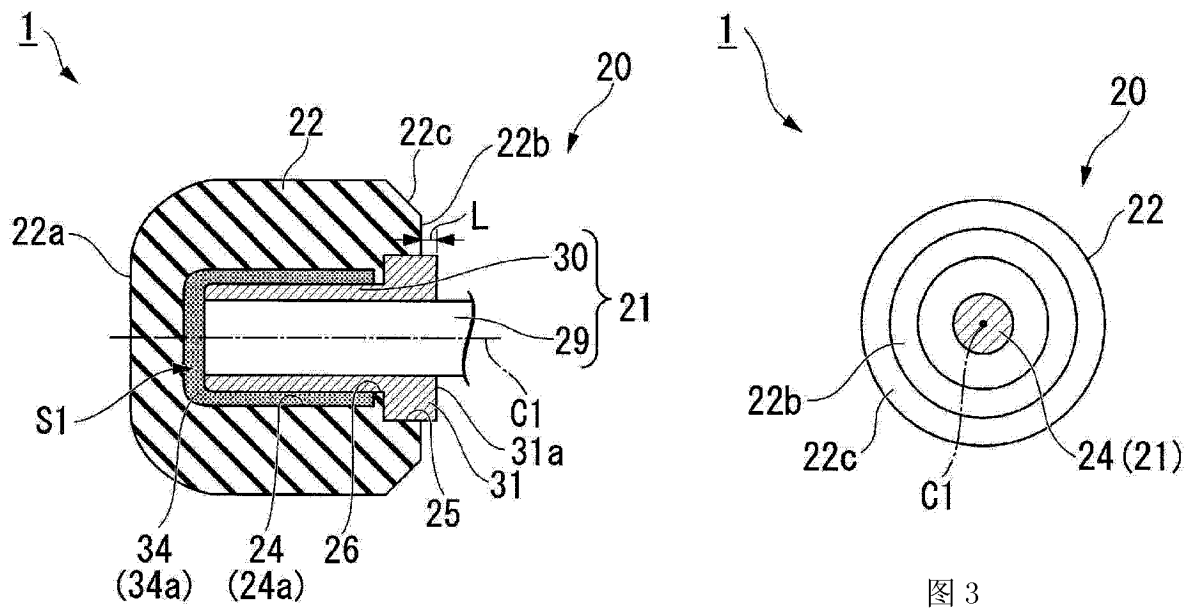


图 3

图 2

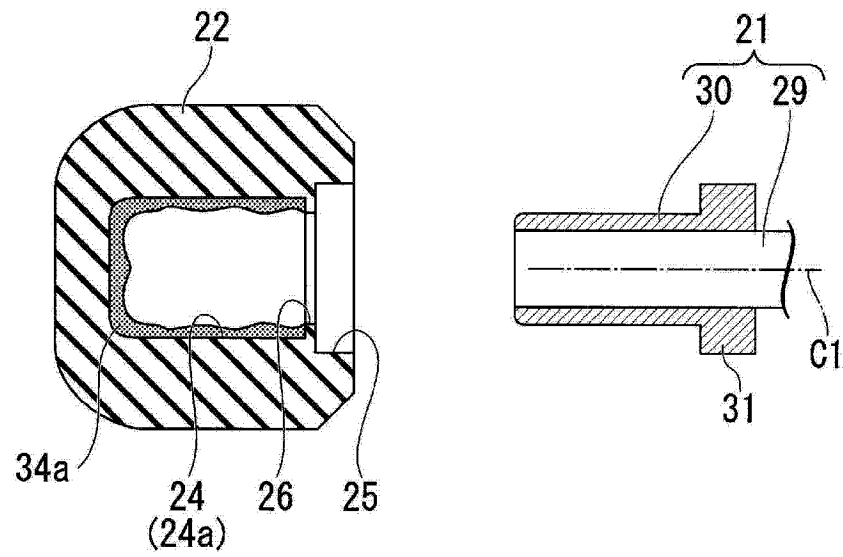


图 4

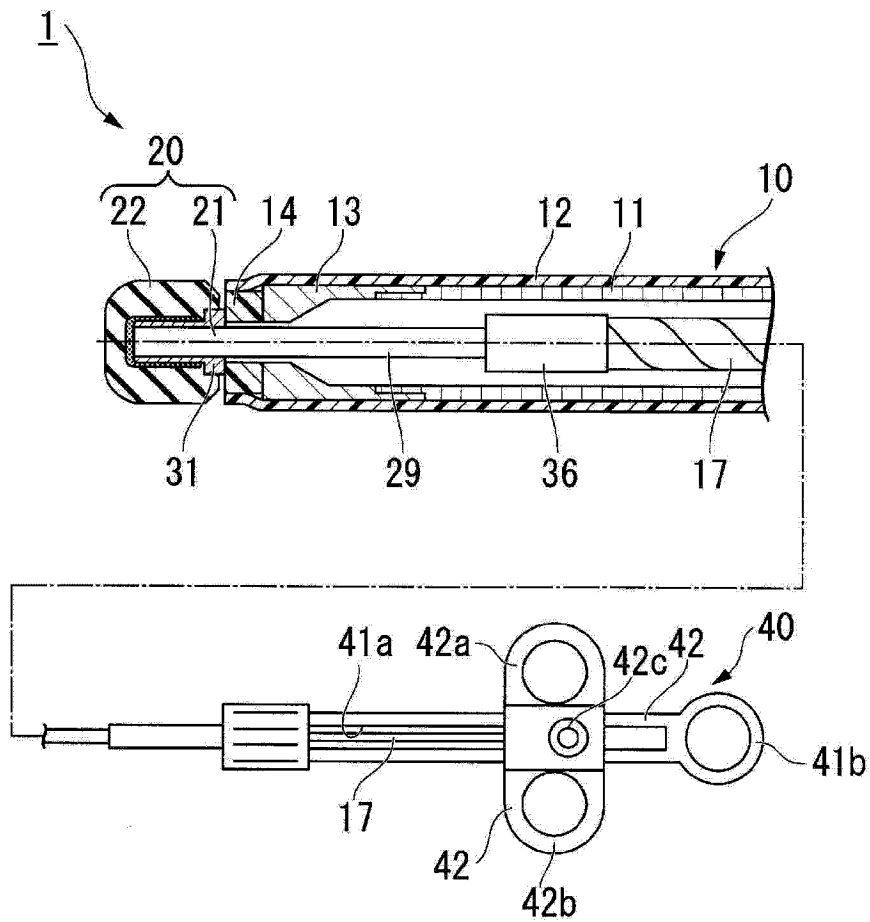


图 5

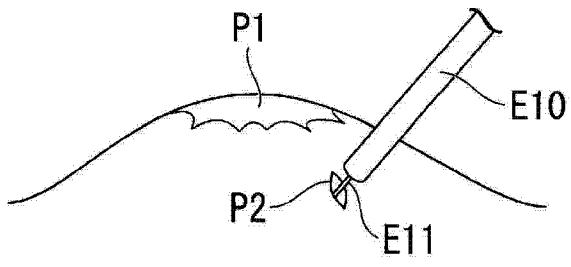


图 6

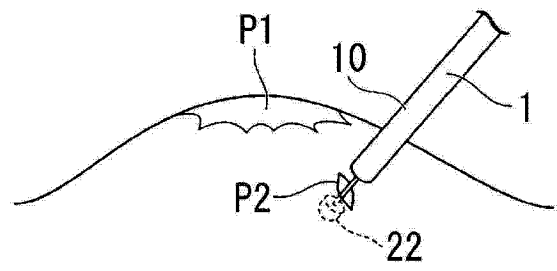


图 7

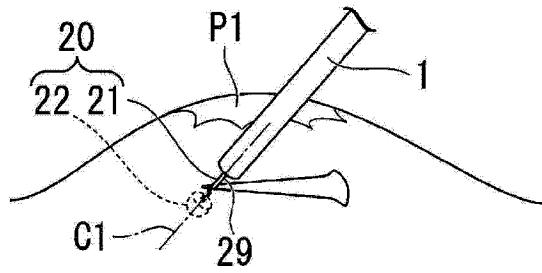


图 8

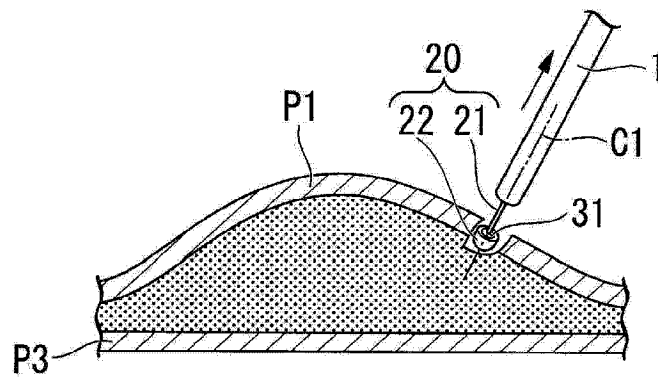


图 9

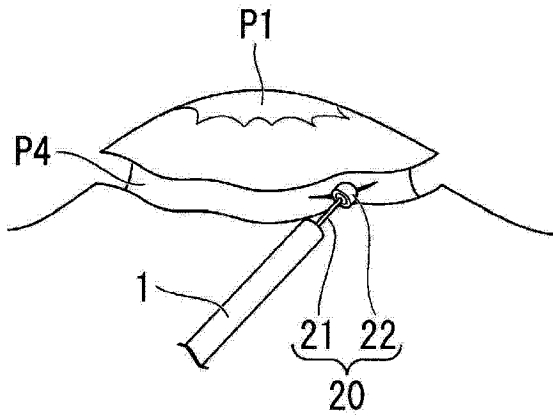


图 10

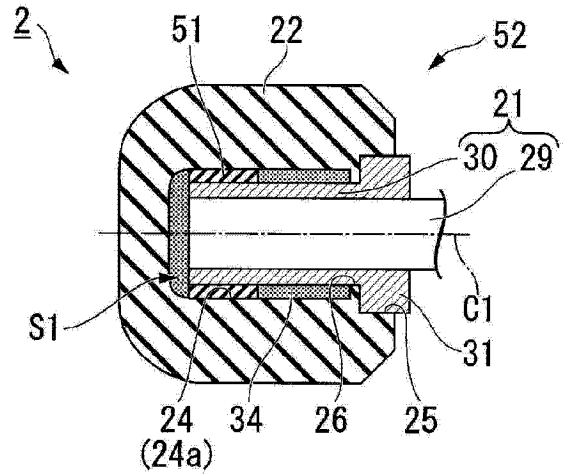


图 11

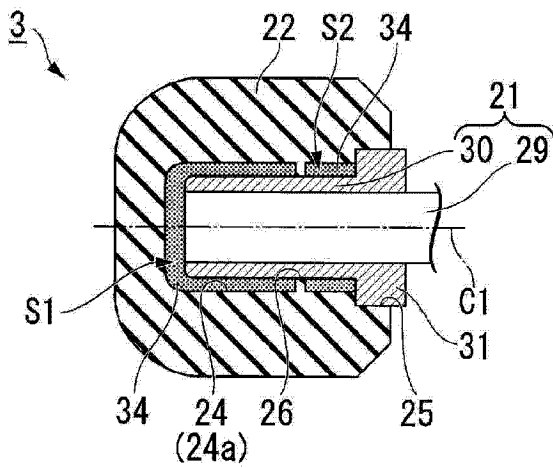


图 12

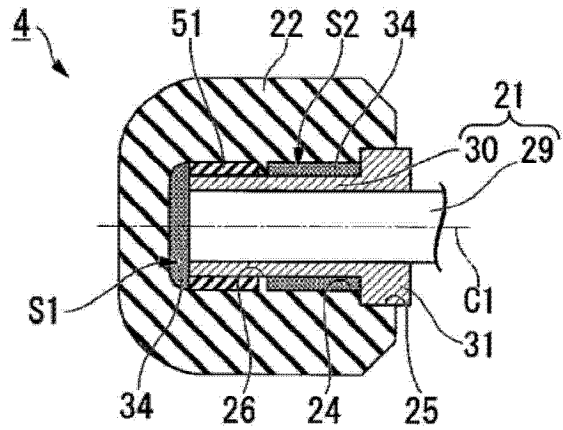


图 13

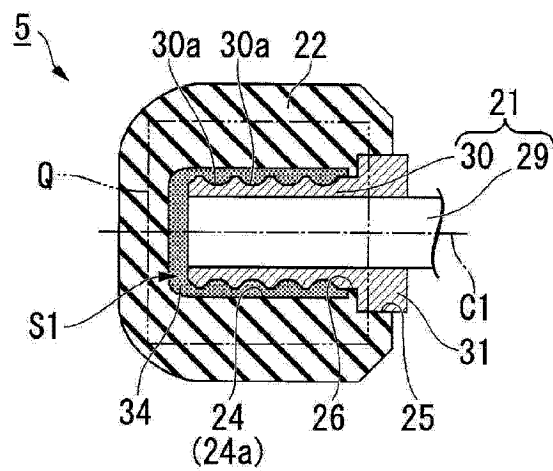


图 14

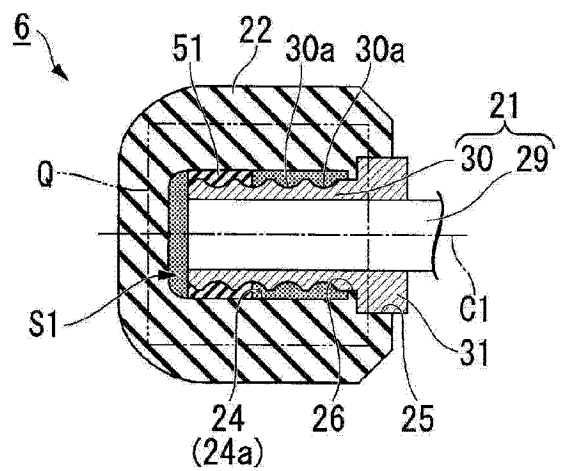


图 15

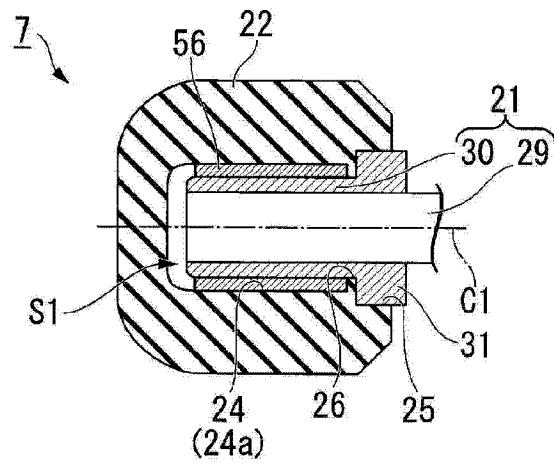


图 16

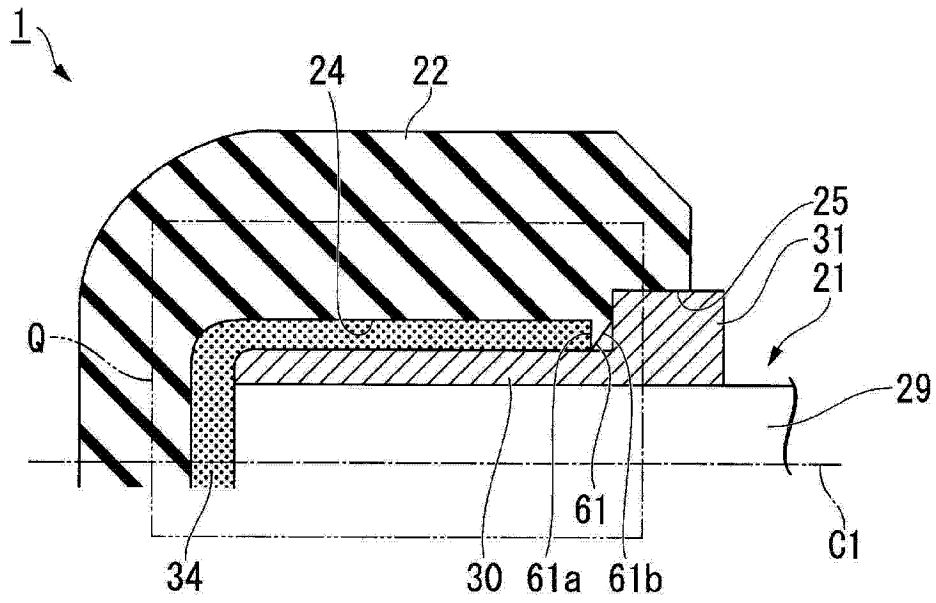


图 17

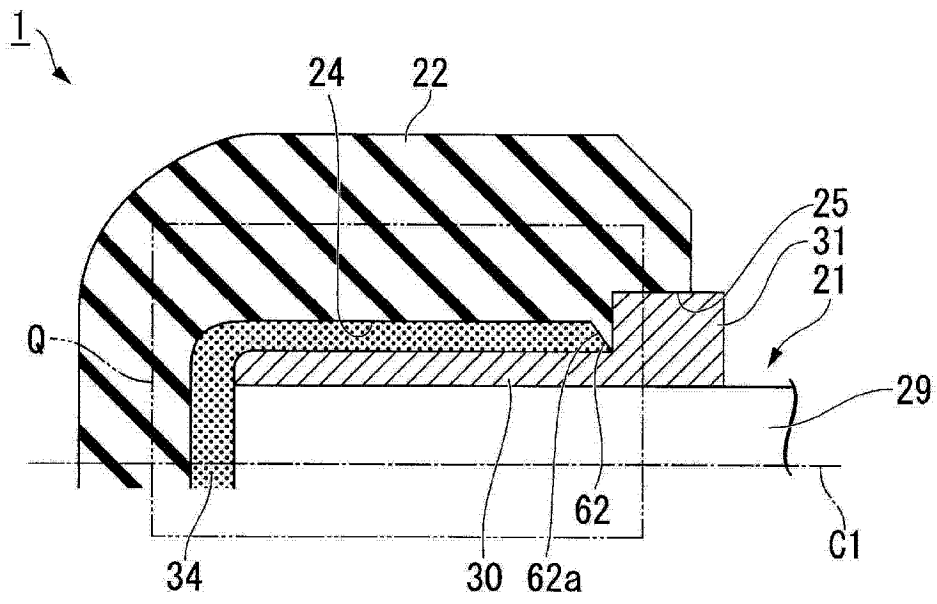


图 18

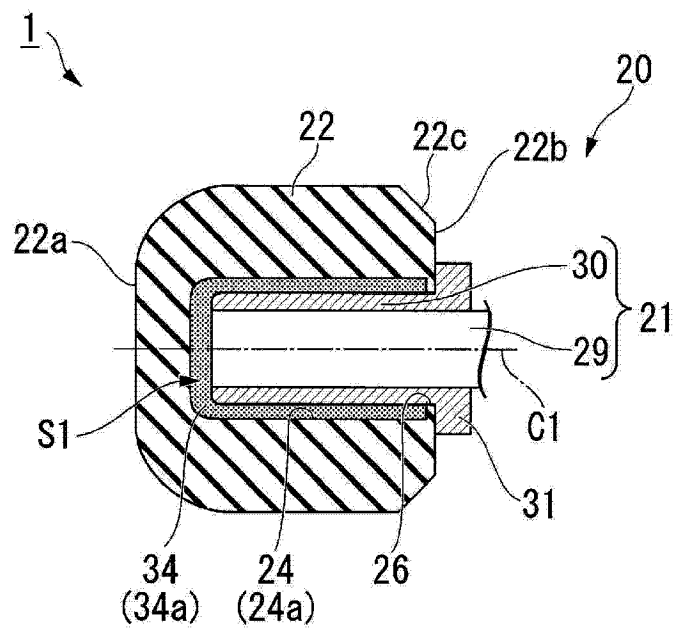


图 19

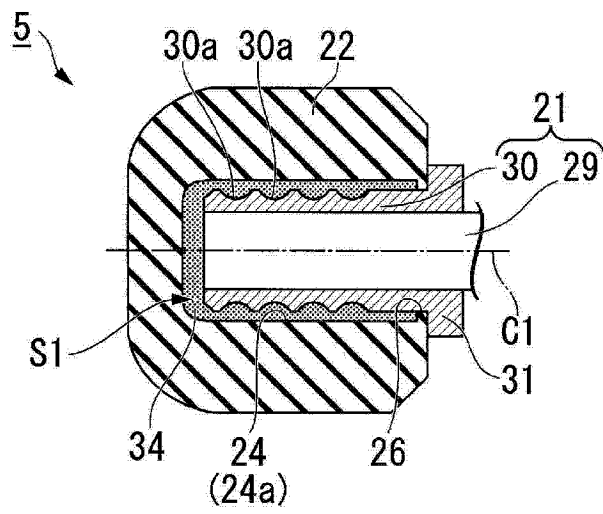


图 20

专利名称(译)	内窥镜处理器具		
公开(公告)号	CN104066397A	公开(公告)日	2014-09-24
申请号	CN201380006405.X	申请日	2013-09-03
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	山本哲也 木村惠 田渊康弘 吉田洋平		
发明人	山本哲也 木村惠 田渊康弘 吉田洋平		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B2018/1475 A61B18/00 A61B18/1492 A61B17/00234 A61B17/320016 A61B2017/0088 A61B2018/00083 A61B2018/00136 A61B2018/00601 A61B2018/1405 A61B2018/147		
代理人(译)	刘新宇 张会华		
优先权	2012198814 2012-09-10 JP		
其他公开文献	CN104066397B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

内窥镜处理器具包括：护套，其具有电绝缘性；以及电极部，其设于护套的顶端部；电极部包括：棒状的电极，其沿护套的轴线方向延伸设置，并且能够配置为自护套的顶端部突出并暴露于外部的状态；以及顶端头部(22)，其在电极的顶端部插入到以沿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，并具有比电极的外径大的外径，且由单一的电绝缘性材料形成；在凹部内形成有小径部，该小径部能够供电极的顶端部插入，并且具有比凹部的内径小的内径，在凹部与电极之间，并且在比小径部靠顶端侧的位置设有能够卡定于小径部的填充构件。

