



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101332118 B

(45) 授权公告日 2010.12.01

(21) 申请号 200810144143.4

(22) 申请日 2006.05.22

(30) 优先权数据

2005-151795 2005.05.25 JP

(62) 分案原申请数据

200610085043.X 2006.05.22

(73) 专利权人 丰永高史

地址 日本国大阪府

专利权人 富士胶片株式会社

(72) 发明人 丰永高史 大谷津昌行 町屋守

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任

公司 11021

代理人 刘建

(51) Int. Cl.

A61B 18/12 (2006.01)

(56) 对比文件

US 2004210284 A1, 2004.10.21, 全文.

US 6193717 B1, 2001.02.27, 全文.

US 4708137, 1987.11.24, 全文.

CN 1163193 C, 2004.08.25, 全文.

审查员 杨德智

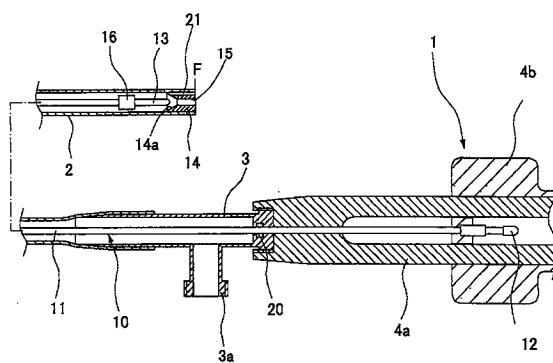
权利要求书 1 页 说明书 8 页 附图 8 页

(54) 发明名称

高频处置器械

(57) 摘要

一种高频处置器械及使用该高频处置器械的粘膜剥离方法,该方法可以安全、迅速且有效地进行粘膜的切开或剥离等的处置。高频处置器械(1)具有挠性套(2),该挠性套在内部插入具备连接在挠性软线(11)的前端部的电极构件(13)的处置器械主体(10),该挠性套的前端部装配有限动构件(14),其前端面和挠性套(2)的前端面形成前端基准面(F),通过操作连接在挠性套(2)的基端部的操作机构(4),从穿设在限动构件(14)的插入孔(15)导出电极构件(13)直至被限制构件(16)限制的位置为止,在电极构件(13)的最大限度突出位置上的从挠性套(2)最大限度突出的长度比粘膜层(LU)的厚度尺寸长,比粘膜层(LU)及粘膜下层(LM)的合计厚度尺寸短,并且,该高频处置器械(1)具备生理盐水的供给机构。



1. 一种高频处置器械,通过内窥镜的处置器械插入通道插入体腔内,其特征在于,包括:

挠性套,能够插入在所述处置器械插入通道内;

处置器械主体,设置于所述挠性套的内部,且在挠性软线的前端具备施加高频电流的直线状的电极构件;

限动构件,由电绝缘构件构成,形成使所述电极构件插入的插入孔;

通过使所述限动构件插入所述挠性套,并将其前端面配置在与该挠性套的前端面相一致的位置进行固定而由所述限动构件和挠性套的前端面形成并能够压接于粘膜的前端基准面;

操作机构,连接在所述挠性软线的基端部,通过在所述挠性套内推拉操作所述处置器械主体,使所述电极构件在通过所述插入孔从所述前端基准面突出的状态、和拉入所述插入孔内部的状态之间进行往复移动;

液体供给机构,其具有设置在连接管的连接口,所述连接管的一端与所述挠性套的基端部连接,另一端与所述操作机构连接,所述液体供给机构通过所述连接管与所述操作机构连接设置,使液体通过所述挠性套的内部从设在所述限动构件的流体流路喷射。

2. 根据权利要求1所述的高频处置器械,其特征在于,为了限制所述电极构件从所述前端基准面突出的突出长度而具有限制部,该限制部设置在所述挠性软线和所述电极构件的连接部或其附近,能够与所述限动构件的基端部接触或分离。

3. 根据权利要求2所述的高频处置器械,其特征在于,设置在所述限动构件上的所述插入孔的孔径使所述电极构件实质上无间隙地插入,并且所述流体流路由形成于该限动构件的外周面的一个或多个槽形成,所述限制部的外径尺寸小于所述限动构件的外径尺寸。

高频处置器械

技术领域

[0001] 本发明涉及一种高频处置器械及使用该高频处置器械而进行的粘膜剥离方法，该高频处置器械插入 (insert) 于内窥镜的处置器械插入通道内，可以使用在用于进行切开及剥离病变粘膜部分并去除等处置上，并且可以供给生理盐水、透明质酸钠盐或甘油 (glyceol) 等生物体适合性的液体。

背景技术

[0002] 通过内窥镜检查，若在食道、胃、十二指肠、大肠等的体腔内壁的粘膜部分发现肿瘤等的病变部，则实施切除病变粘膜的处置。作为该处置的一种，叫做内窥镜的粘膜下层剥离手术 (ESD: Endoscopic Submucosal Dissection)。该 ESD 处置通常如下进行。首先，将需要切除的粘膜部位标记，由局部注射使病变粘膜的部位隆起。在该状态下，利用高频处置器械沿着标记切开粘膜，切断构成粘膜下层的纤维而从肌层剥离粘膜。

[0003] 使用于以上处置的高频处置器械，通过将由具有棒状部的电极构件构成的高频刀安装在挠性套内而构成。在挠性套的基端部上连接有操作机构，由该操作机构使高频刀从挠性套的前端突出。并且，通过给高频刀通电，从而可以进行粘膜的切开及剥离。构成作为使用于该 ESD 的高频处置器械的刀，包括：针状刀，使电极构件笔直地延伸；钩状刀，通过在棒状的电极构件的前端连接设置大径电极部或将前端大致以 L 字状弯曲而形成有钩部。针状刀，最适合使用穿刺粘膜，并且，通过使电极构件水平移动或摆动动作，从而可以进行粘膜等的切开或剥离。一方面，钩状刀在前端的钩部钩住粘膜等，通过如拉入动作，进行粘膜的切开或剥离。

[0004] 在粘膜下部存在着肌层，在进行处置时，必须以不损伤该肌层，即给高频刀通电时不与肌层接触而操作。由此，高频刀，尤其该高频刀的前端部分有必要经常在内窥镜的观察视野内。然而，由于针状刀刺入粘膜，而根据情况其前端部不进入内窥镜的观察视野内，因此难以将针状刀的前端相对肌层在完全非相接状态下进行处置。一方面，使用钩状刀时，在内窥镜的观察下将钩状刀钩住粘膜，使得拉进于处置器械插入通道内操作，接着通过通电切断组织，从而可以进行粘膜的切开或剥离。因此，可以在内窥镜的观察下进行钩状刀的操作，并在通电状态下不接触在肌层，所以，从处置的安全性的观点来看，使用钩状刀的方式优越。

[0005] 专利文献 1 中提案，在钩状刀中，进行钩住动作时，具备用于更加稳定地保持钩状刀的前端部分位置的机构。在专利文献 1 的高频处置器械，在挠性套的前端安装电气绝缘构件，在该电气绝缘构件上设置透孔，而使构成钩状刀的电极构件的棒状的部位插入在该透孔，并且，前端的钩部对电气绝缘构件的前端外面可以接触或分离。而且，通电时将电极构件从挠性套以规定的长度突出，但是，通过将透孔的孔径和电极构件的外径之间的径差限制在最小限度内，且限制电极构件的突出长度，从而构成为将电极构件稳定地保持的结构。而且，在该电极构件的最大限度突出状态下，设定为至少其钩部能进入内窥镜的观察视野内。

[0006] 【专利文献 1】日本专利公开 2004-313537 号公报

[0007] 如上所述,通过稳定地保持从电极构件的挠性套突出的部分,可以容易控制其方向,因此有利于可以安全地进行组织的钩住切断操作。然而,由于反复进行,由构成电极构件的钩状刀挂钩粘膜或粘膜下层,边通电边朝向处置器械插入通道内拉进,从而切断组织,接着从处置器械插入通道导出钩状刀的操作,从而不能得到其操作的效率性、迅速性。因此,去除病变粘膜的处置上需要长时间,从而增加被检人的痛苦及操作人的负担。并且,钩部经常露出在外部,例如,在处置器械插入通道进行插入操作时,若给电极构件通电时出现差错,则发生损伤通道内壁等问题。

发明内容

[0008] 本发明鉴于上述问题,其目的在于,提供一种安全、迅速且有效率地进行粘膜的切开或剥离等处置的高频处置器械及使用这种高频处置器械进行的处置方法。

[0009] 为了达到上述目的,本发明的一种高频处置器械,通过内窥镜的处置器械插入通道插入于体腔内,其特征在于,包括:挠性套,可插入在上述处置器械插入通道内;处置器械主体,设置于该挠性套的内部,且在挠性软线的前端具备可施加高频电流的直线状的电极构件;限动构件,由电绝缘构件构成,安装于上述挠性套内,通过将前端面配置在与该挠性套的前端大致同一位置上而形成前端基准面;插入孔,以在轴线方向贯通的方式穿设在上述限动构件,并使上述电极构件插入;操作机构,连接在上述挠性软线的基端部,通过在上挠性套内进行推出或拉入上述处置器械主体的操作,使上述电极构件在从上述前端基准面突出的状态、和拉入上述插入孔内部的状态之间进行往复移动;限制构件,设置于上述挠性软线和上述电极构件的连接部乃至其附近,以限制上述电极构件从上述前端基准面最大限度突出的长度,可与上述限动构件的基端部接触或分离;流体流路,设置于上述限动构件,使液体从其前端面流出,上述前端基准面可接触于体腔内壁。

[0010] 高频处置器械插入于内窥镜的处置器械插入通道,从而进行粘膜的切开或剥离等处置,但是,设置在处置器械主体的前端的电极构件的前端部进入内窥镜的观察视野内这一要求在安全处置上并不是必须的。电极构件的前端贯通粘膜时,如果调节从挠性套的电极构件的突出长度使得与肌层不接触,则只要挠性套的前端部在内窥镜的观察视野内,即使不能识别电极构件的前端部也没有严重的问题。

[0011] 在此,切除病变粘膜的处置有效的情况是,粘膜的表层部分病变,且没有渗入到粘膜下层的情况。并且,粘膜和肌层之间存在粘膜下层。因此,切除粘膜时,必须去除病变粘膜存在的整个区域。

[0012] 鉴于以上的问题,将挠性套的前端面形成为与粘膜表面可以接触的构成,电极构件从挠性套前端面的突出的长度贯通粘膜层,但是,通过限制在不到达肌层的长度,从而可以安全地进行处置,并且可以可靠地剥离粘膜层,且不给肌层带来损伤。设置在处置器械主体的限制构件接触在安装于挠性套前端的限动构件,从而电极构件的最大限度突出长度被限制。因此,可以利用直线状的电极构件,即针状刀形状的电极构件,由此不卡住,而是通过使电极构件进行水平移动、摆动动作,可以迅速且有效地进行切开或剥离。在此,根据作为处置对象的器官的不同,粘膜及粘膜下层的厚度不同。因此,根据处置的部位最好准备最大限度突出长度不同的多种电极构件。尚且,若可以调节限动构件或限制构件的位置,则根

据处置部位可以变更电极构件的最大限度突出长度,但是考虑在调节滞后的状态下进行处置的危险性等,不做成具备该调节结构的构成。

[0013] 为了接触在粘膜表面的状态下稳定地保持挠性套的前端面,在挠性套的前端必须确保宽阔的面。通过使限动构件的前端面挨在挠性套的前端部的位置而作为前端基准面,由此根据挠性套的端面和限动构件的端面形成宽阔的前端基准面。其结果,使前端基准面接触在粘膜时,可以减少每单位面积的表面压力,因此可以保持粘膜几乎不变形。尚且,若在挠性套的前端和限动构件的前端之间的间距微小,则产生台阶也不妨碍其功能。

[0014] 由于电极构件成为直线形状,因此可以进出限动构件的插入孔。由于限动构件由电绝缘构件形成,因此使高频处置器械插入在处置器械插入通道内时,将电极构件拉进到比插入孔基端侧的位置,例如误操作使电源作动而给电极构件通电,也没有损伤处置器械插入通道的内面等之患。限动构件若具有电绝缘性,例如由塑料等构成也可以,但使电极构件从限动构件突出而流过高频电流时,由于存在电极构件发热的可能性,因此从耐热性及保形性等的观点来看,限动构件以陶瓷形成为宜。

[0015] 电极构件在不实施粘膜的切开或剥离等处置时,保持从限动构件非突出的状态,但是,若弯曲挠性套,则处置器械主体在内部向轴线方向移动。其结果,存在电极构件的前端无意中从限动构件的前端部突出的可能性。为了使电极构件可靠地保持非突出状态,将限动构件长尺化并将插入孔的长度形成为偏长一点也可以,但是,使电极构件位于比装配在挠性套的限动构件更靠向内侧为宜。并且,使从限动构件拉进的电极构件突出时,为了可靠地引导至插入孔,在限动构件的基端面设置朝向插入孔导入电极构件的导入锥部即可。并且,通过具备电极构件和插入孔之间的调芯功能,可以将电极构件引导至插入孔。为此,缩小限制构件的外径与挠性套的内径的径差,具体而言,设定限制构件和挠性套的内面的空隙比电极构件和插入孔之间的空隙小,且在轴线方向具有一定程度的长度。然而,若将限制构件以硬质构件形成,则不能弯曲。若将限制构件,例如,以密接螺旋弹簧构成则可以弯曲。而且,在限动构件上压住限制构件,因此使限动构件牢固地固定粘着在挠性套不脱落为宜。限动构件以粘接等方法固定粘着在挠性套的内面,但是,为了进一步强化固定粘着的强度,例如使插入于挠性套内的限动构件的基端侧外周面大径化而作成台阶结构。

[0016] 高频处置器械具备液体的供给机构。为了使病变粘膜隆起,局部注射生理盐水、透明质酸钠或甘油等具有生物体适合性的液体,但是供给与该局部注射液体相同的液体。尤其,在手术中,生理盐水由于渗透体内或流出,经过一定的时间则隆起部收缩,最后隆起状态消失。液体供给机构,考虑这一点,作为由局部注射而维持隆起部的补充机构所使用。具体而言,在挠性套的基端部连接管状的构件,并在该连接管上设置输液结构的连接部,从而从前端基准面喷射液体。使前端基准面接触在通过切开粘膜或该粘膜而露出的粘膜下层,通过在高压状态下喷射而注入,在粘膜下层,可以在目标部位上有效地补充液体。并且,由于限制构件接触在限动构件,因此在该限动构件的外周面上设置一个或多个槽,而作为液体的喷射通路。而且,为了使限制构件不闭塞该喷射通路,使限制构件的外径尺寸形成为比限动构件的外径小。由此,槽可以与挠性套内的通路可靠地相连通。

[0017] 优选,在所述高频处置器械中,所述电极构件从所述前端基准面突出的最大限度突出长度是体腔内壁的粘膜的厚度尺寸以上,且从粘膜表面至肌层的深度尺寸以下。即,所述最大限度突出长度通常是 0.5mm ~ 4mm,优选是 1 ~ 3mm。

[0018] 又优选,在所述高频处置器械中,所述电极构件具有从上述限动构件到被拉入到基端侧为止的位置为止的变位行程。

[0019] 又优选,在所述高频处置器械中,在上述限动构件的基端面具有将上述电极构件引入上述插入孔的引入锥部。

[0020] 又优选,在所述高频处置器械中,上述限动构件由陶瓷构成,形成上述插入孔的孔径使上述电极构件基本上没有间隙地插入,并且上述流体流路由形成于该限动部的外周面的一个或多个槽形成,上述限制构件的外径尺寸小于上述限动构件的外径尺寸。

[0021] 作为通过使用具有如上构成的高频处置器械,在内窥镜的观察下部分去除体腔内壁的粘膜层的方法的发明,其特征在于,通过借助注射针在粘膜下层注入具有生物体适合性的液体,使需要去除的粘膜层隆起,以能够在规定行程内往复移动的方式,将具有在前端设置有电极构件的挠性软线的处置器械主体安装在挠性套内,且通过上述内窥镜的处置器械插入通道,将该挠性套的内部作为上述液体的供给流路的高频处置器械插入在体腔内,将在上述处置器械主体的移动行程上的上述电极构件的最大限度突出位置限制在上述电极构件从上述挠性套的前端面突出并不到达肌层的长度,使上述电极构件的上述挠性套的前端面与粘膜表面接触,并对从该前端面突出的电极构件施加高频电流,由此切开粘膜,通过使上述电极构件从该粘膜的切开部进入到粘膜层至肌层之间而剥离粘膜下层,在进行这些粘膜层的切开及剥离的期间,借由上述供给流路从上述挠性套的前端喷射上述液体,由此进行该液体的追加补充。

[0022] 根据采用以上的构成,可以圆滑地、可靠且有效地进行粘膜剥离。

附图说明

[0023] 图 1 为表示本发明的一实施方式的高频处置器械的整体构成图；

[0024] 图 2 为图 1 的要部的扩大截面图；

[0025] 图 3 为处置器械主体的前端部分的放大截面图；

[0026] 图 4 为使电极构件在突出的状态下表示的与图 3 相同的截面图；

[0027] 图 5 为图 4 的 X-X 截面图；

[0028] 图 6 为表示本发明的一实施方式所示的高频处置器械从内窥镜的处置器械插入通道导出的状态的外观图；

[0029] 图 7 为表示在病变粘膜区域上实施标记的状态的俯视图；

[0030] 图 8 为表示对病变粘膜区域进行局部注射的状态的组织的截面图；

[0031] 图 9 为表示利用高频处置器械进行切开的状态的组织的截面图；

[0032] 图 10 为表示包含通过高频处置器械进行的切开结束的状态的病变粘膜区域的俯视图；

[0033] 图 11 为表示进行粘膜剥离的状态的组织的截面图；

[0034] 图 12 为表示本发明的第 2 实施方式的处置器械主体的前端部分的截面图；

[0035] 图 13 为表示本发明的第 3 实施方式的处置器械主体的前端部分的截面图；

[0036] 图 14 为表示本发明的第 4 实施方式的处置器械主体的前端部分的截面图。

[0037] 图中,1- 高频处置器械、2,3 1,40,52- 挠性套、3- 连接管、4- 操作机构、10- 处置器械主体、11- 挠性软管、13,32,43,50- 电极构件、14,30,41,53- 限动构件、15,33,42,54-

16, 44- 限制构件、21- 槽、30a- 台阶、30b- 倾斜部、51- 密接螺旋弹簧。

具体实施方式

[0038] 以下, 参照附图, 说明本发明的实施方式。首先, 在图 1 表示高频处置器械的整体构成, 在图 2 表示其要部放大截面。在图中, 1 为高频处置器械, 该高频处置器械 1 具有长尺寸的挠性套 2, 在该挠性套 2 的基端部连接有连接管 3, 并且在该连接管 3 的另一端连接有操作机构 4。操作机构 4 由连接在连接管 3 的主体轴 4a、和嵌合于该主体轴 4a 上, 并在主体轴 4a 的轴线方向上可滑动地被设置的滑板 4b 构成。该滑板 4b 上连接并设置有构成处置器械主体 10 的挠性软线 11 的基端部。挠性软线 11 通过将导电线的外周以氟树脂进行涂层等来由电绝缘构件被覆而构成, 其基端部从滑板 4b 的连接部以规定长度突出, 并设置有接点部 12。因此, 该接点部 12 可拆卸地连接在未图示的高频电源装置上。

[0039] 如图 2 所示, 构成处置器械主体 10 的挠性软线 11 从向滑板 4b 的连接部通过连接管 3 的内部, 在挠性套 2 内延伸。从挠性软线 11 的前端部以直线状态延长有导电线, 该导电线的导出部分成为构成针状刀的电极构件 13。并且, 在挠性套 2 的前端部插嵌有限动构件 14, 由粘接等方法被固定粘着。限动构件 14 由陶瓷构成, 其前端面与挠性套 2 的前端面配设在同一位置上, 因此由限动构件 14 的前端面和挠性套 2 的前端面形成前端基准面 F。在限动构件 14 的中心轴线的位置上, 穿设有插入孔 15 而使得向轴线方向贯通, 该插入孔 15 的孔径成为比电极构件 13 的外径稍大的尺寸。并且, 限动构件 14 的基端部形成有朝向插入孔 15 的导入圆锥部 14a。

[0040] 处置器械主体 10 的从挠性软线 11 至电极构件 13 的过渡部或电极构件 13 的部位上装配有限制构件 16。限制构件 16 为, 至少比插入孔 15 大径的构件, 因此使处置器械主体 10 在挠性套 2 内前进, 电极构件 13 成为 从前端基准面 F 突出规定长度的状态, 则限制构件 16 接触在限动构件 14 而限制, 使得电极构件 13 不再进一步突出。即, 电极构件 13 的最大限度突出位置被限定。

[0041] 图 3 表示将电极构件 13 拉入最大限度的状态, 并且图 4 表示电极构件 13 突出最大限度的状态。电极构件 13 从前端基准面 F 的最大限度突出长度依赖于成为处置对象的粘膜层的厚度。如后述, 粘膜层和肌层之间存在着粘膜下层。由于进行粘膜的切开及剥离, 因而, 在使前端基准面 F 接触在粘膜表面的状态下, 使电极构件 13 的突出长度为该粘膜层的厚度以上, 电极构件 13 的前端不到达肌层的长度。由此, 在使前端基准面 F 接触在粘膜表面的状态下, 若使电极构件 13 突出至最大限度突出状态, 则该电极构件 13 可靠地贯通粘膜层, 且不到达肌层。该电极构件 13 的推出拉入操作, 可以由操作机构 4 的遥控操作进行。

[0042] 而且, 在该高频处置器械 1 上具有生物体适合性的液体, 例如生理盐水的供给机构。该供给机构, 如图 1 明确所示, 具有设置在连接管 3 的连接口 3a, 在该连接口 3a 上可装卸地连接有来自输液槽 5 的输液配管 6。并且, 该输液配管 6 的中途, 设置有开闭流路的切换机构 7, 如脚踏开关等, 从而可以控制生理盐水的供给。因此, 连接于连接管 3 的挠性套 2 的内部成为输液通路。在此, 构成处置器械主体 10 的挠性软线 11 从该挠性套 2 通过连接管 3 连接于操作机构 4 的滑板 4b, 但是, 在连接管 3 内的挠性软线 11 的周围安装有密封构件 20, 从而防止生理盐水的逆流。

[0043] 生理盐水可以从挠性套 2 的前端朝向前方喷射。为此, 如图 5 所示, 安装于挠性套

2 的内部的限动构件 14 的外周面,向圆周方向以相等间隔形成有多个部位的槽 21。这些槽 21 具有达到限动构件 14 的轴线方向上的全长的长度,并成为生理盐水的喷射通路。在此,若使电极构件 13 突出,则限制构件 16 接触在限动构件 14 上,但是,通过将该限制构件 16 的外径尺寸形成成为小于限动构件 14 的外径尺寸,优选设定为具有与连接槽 21 的槽底部的圆大致相同的直径,即使限制构件 16 接触在限动构件 14,也可以确保由槽 21 形成的喷射通路。

[0044] 具有以上构成的高频处置器械 1,如图 6 所示,通过设置在具有观察部 W 的内窥镜插入部 S 的处置器械插入通道 C 插入于体腔内,例如食道、胃、十二指肠、大肠等体腔内壁存在病变粘膜时,为了实施剥离并去除该病变粘膜部的处置所使用。下面,说明关于切除该病变粘膜的处置。对通过内窥镜检查的结果,确认到粘膜上存在病变部的情况进行该处置。

[0045] 接着,首先,如图 7 所示,存在需要切除病变部 D 的粘膜上,标记包围病变粘膜区域 A。该标记领域设成可以完全消除病变部,而且对健康的粘膜部分尽量不给予损伤。而且,标记,可以例如在病变粘膜区域 A 的周围的所需部位上通过实施烧灼点 B 而进行,为了形成该烧灼点 B,可以使用高频处置器械 1。即,使内窥镜插入部 S 的前端,与病变粘膜区域 A 的外缘部隔规定距离面对,在该状态下将高频处置器械 1 插入在处置器械插入通道 C 中,而其前端部接触在粘膜表面。此时,电极构件 13 为拉进到插入孔 15 的内部的状态。从该高频处置器械 1 的前端基准面 F 没有突出任何构件,该前端基准面 F,与粘膜表面面接触。

[0046] 在该状态下,操作高频处置器械 1 的操作机构 4,使电极构件 13 突出,且对该电极构件 13 施加高频电流。其结果,在粘膜的电极构件 13 接触的部位被烧灼,从而实施标记。在此,进行标记时,电极构件 13 没有必要贯通粘膜层,粘膜层表面只要被烧灼到可以利用从内窥镜插入部 S 的观察部 W 得到的图像来确认的程度即可。即,若电极构件 13 与粘膜表面接触,就形成标记。当然,即使全行程操作操作机构 4,电极构件 13 成为从挠性套 2 最大限度突出的位置,也没有该电极构件 13 与肌层接触之患。尚且,可以用其他的处置器械进行标记,而且,在粘膜上的需要切除的区域由观察部 W 可确认,则可以不采用如上述的烧灼方法。

[0047] 接着,如图 8 所示,在病变粘膜区域 A 的内部进行生理盐水的局部注射。为此,从处置器械插入通道将高频处置器械 1 拉出一次,取而代之,将在挠性管的前端设置有注射针 N 的局部注射机构插入在处置器械通道 C 内。在此,肌层 LB 和粘膜层 LU 之间存在着粘膜下层 LM,注射针 N 贯通粘膜层 LU 刺入至粘膜下层 LM 而注入生理盐水。其结果,粘膜下层 LM 膨出・隆起。如此,使粘膜下层 LM 隆起是因为使粘膜层 LU 从肌层 LB 分离,而平稳且安全地进行处置。

[0048] 使粘膜下层 LM 充分隆起后,从处置器械插入通道 C 抽出局部注射机构,再次插入高频处置器械 1。而且,使形成于高频处置器械 1 的挠性套 2 及限动构件 14 的前端面的前端基准面 F 接触在病变粘膜区域 A 的外缘部的任一处。在此,使前端基准面 F 成为与粘膜层 LM 正对,且该前端基准面 F 轻微地推压在粘膜表面,使得尽量使推压不起作用。

[0049] 而且,操作操作机构 4,使电极构件 13 从限动构件 14 的前端突出,且该期间在电极构件 13 上流通高频电流。若电极构件 13 成为最大限度突出状态,如图 9 所示,电极构件 13 贯通粘膜层 LU,被引导至粘膜下层 LM,从而开始病变粘膜区域 A 的切开。而且,在观察部 W 的观察下,通过操作内窥镜插入部 S,或弯曲操作其视角部的操作,沿着烧灼点 B 切开。

在此,电极构件 13 从挠性套 2 最大限度突出的长度比粘膜层 LU 的厚度尺寸长,比粘膜层 LU 及粘膜下层 LM 的合计厚度尺寸短,或由局部注射使粘膜下层 LM 隆起,因此只要前端基准面 F 不极端推压变形粘膜表面,则可以可靠地切开粘膜层 LU,而且,对肌层 LB 也不给予任何损伤,而进行粘膜层 LU 的切开。而且,此时不需要通过内窥镜插入部 S 的观察部 W 特别确认电极构件 13 的前端的位置。其结果,如图 10 所示,在病变粘膜区域 A 的外周上粘膜层 LU 被切开,而成为粘膜下层 LM 露出的状态。尚且,在图 10 中,将病变粘膜区域 A 的整个领域一次性切开而形成,但是,病变粘膜区域 A 宽时,先切开一部分,然后进行后述的剥离,数次反复进行该操作为宜。

[0050] 即使切开病变粘膜区域 A 的全周,也不能仅以此来去除粘膜层 LU。即,由于粘膜层 LU 和肌层 LB 之间以纤维性的粘膜下层 LM 连结,因此需要通过切断该纤维而从肌层 LB 剥离。该粘膜剥离也可以使用高频处置器械 1 而进行。即,如图 11 所示,使从高频处置器械 1 的挠性套 2 突出的电极构件 13 进入到由切开而露出的粘膜下层 LM 的露出部分,并通过使该电极构件 13 水平移动,或摆动动作,切断粘膜下层 LM 而动作。该动作,通过弯曲内窥镜插入部 S 的前端部分操作等,可以容易进行。其结果,可以迅速且高效地进行粘膜剥离。进行该粘膜剥离时,或者进行上述切开时,该处理部位等有出血的可能。为此,从连接管 3 的连接口 3a 用高压给挠性套 2 内供给生理盐水。在限动构件 14 的端面开口有通到连接口 3a 的槽 21,该槽 21 即使在限制构件 16 接触于限动构件 14 的情况下也不关闭,而且,由于该槽 21 的前方没有配置任何构件,因此通过朝向出血部位喷射生理盐水,可以迅速地冲洗出血部分。

[0051] 进行粘膜剥离时,有必要补充生理盐水。虽然已经通过局部注射,利用生理盐水使病变粘膜区域 A 隆起,但是,有时候,在进行切开时已供给的生理盐水流出,或吸收于体内而导致隆起部收缩。因此,为了使粘膜下层 LM 维持隆起状态,边补充生理盐水边进行粘膜剥离。该生理盐水的补充也在设置于限动构件 14 的外周部的补充用槽 21 进行。此时,最理想的是将电机构件 13 拉进限动构件 14 的插入孔 15 内,使其前端基准面 F 接触在粘膜下层 LM 的状态下,从连接管 3 的连接口 3a 向挠性套 2 内喷射生理盐水。其结果,可以朝向粘膜下层 LM 直接注射。其结果,可以使要剥离的粘膜下层 LM 维持隆起状态。如此,生理盐水的追加补充,不需要进行取出插入于处置器械插入通道 C 的高频处置器械 1,交换插入注射器的繁杂的操作,从而粘膜剥离处置不会中断。因此,在这一点,也能实现处置的效率化、迅速化。并且,从前端基准面 F 没有突出任何构件,因此可以将槽 21 的前端接触在粘膜下层 LM,并朝向必要的部位准确地供给生理盐水。由此,不但可以使粘膜下层 LM 可靠地维持隆起状态,而且由电极构件 13 可以安全且迅速地进行粘膜剥离。

[0052] 在此,限动构件在挠性套的前端部分,被固定成该挠性套的前端面和限动构件的前端面成为同一面。因此,如图 12 所示的限动构件 30,使外周部的基端侧形成为大径而设置台阶 30a,且形成从该台阶 30a 朝向基端部减径的平缓的倾斜部 30b。因此,将限动构件 30 安装在挠性套 31 时,通过从细径的基端侧插入而推压扩大挠性套 31。并且,可以推压直至限动构件 30 的前端面与挠性套 31 的前端面处在几乎一致的位置上而安装。当然,在限动构件 30 的外周面或挠性套 31 的内周面的至少一方或双方预先涂布耐热性良好的粘着剂,而将限动构件 30 固定粘着在可挠性 31 的内面。

[0053] 由此,向将限动构件 30 从挠性套 31 拔出的方向施力时,限动构件 30,其外周面的

台阶 30a 卡在挠性套 31 的内面,而发挥支撑功能。并且,为了更加牢固地固定该限动构件 30,可以将其外面使用粘着剂固定粘着在挠性套 2 的内周面,而且,在限动构件 30 的外周面设置螺丝部也可以。尚且,在图中,32 为电极构件、33 为设置在限动构件 30 的插入孔。

[0054] 而且,如图 13 所示,如果将设置在安装于挠性套 40 的前端的限动构件 41 上的插入孔 42 的孔径,与插入于上述插入孔 42 的处置器械主体的 电极构件 43 的径差 G1 设定为比连接在电极构件 43 的限制构件 44 的外径和挠性套 40 的内径的径差 G2 大,则可以对准电极构件 43 和插入孔 42 调节轴芯。因此,在限动构件 41 的基端侧的面不设置锥部,或只设置微小的锥部,也可以将电极构件 43 引导到插入孔 42 内。在此,在如图 13 构成的情况下,为了提高电极构件 43 的调芯功能,需要尽量减少限制构件 44 的外径和挠性套 40 的内径的径差,且增大限制构件 44 的轴线方向上的长度尺寸。

[0055] 限制构件,基本上是为了限制电极构件的突出长度,并且发挥引导功能使电极构件笔直延伸。为了限制电极构件的突出长度,则具有比设置在限动构件的插入孔的孔径大的外径即可。而且,为了引导电极构件,需要限制构件的长度尺寸。

[0056] 因此,如图 14 所示,作为限制构件,取代硬质的块状的物体,可以构成为在电极构件 50 的外周面固定粘着密接螺旋弹簧 51 而设置。并且,通过将该密圈螺旋弹簧 51 的外径尺寸形成比穿设在固定粘着于挠性套 52 的内周面的限动构件 53 的插入孔 54 大,可以限制电极构件 50 的突出长度。如此,密接螺旋弹簧 51 不改变外径尺寸,而且可以弯曲,因此,有利于例如在使内窥镜插入部的视角部弯曲的状态下,将高频处置器械插入于处置器械插入通道内的情况等。

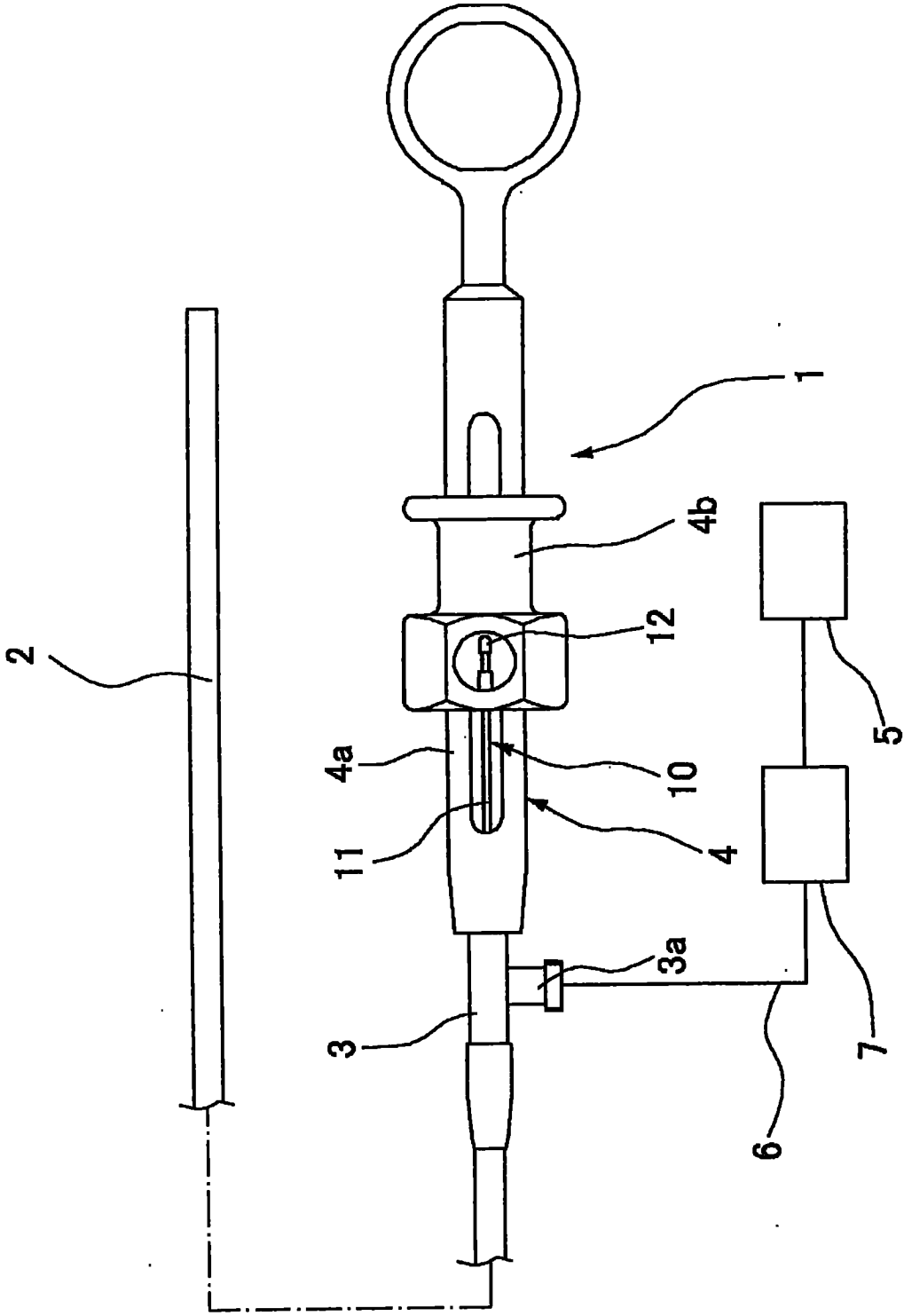
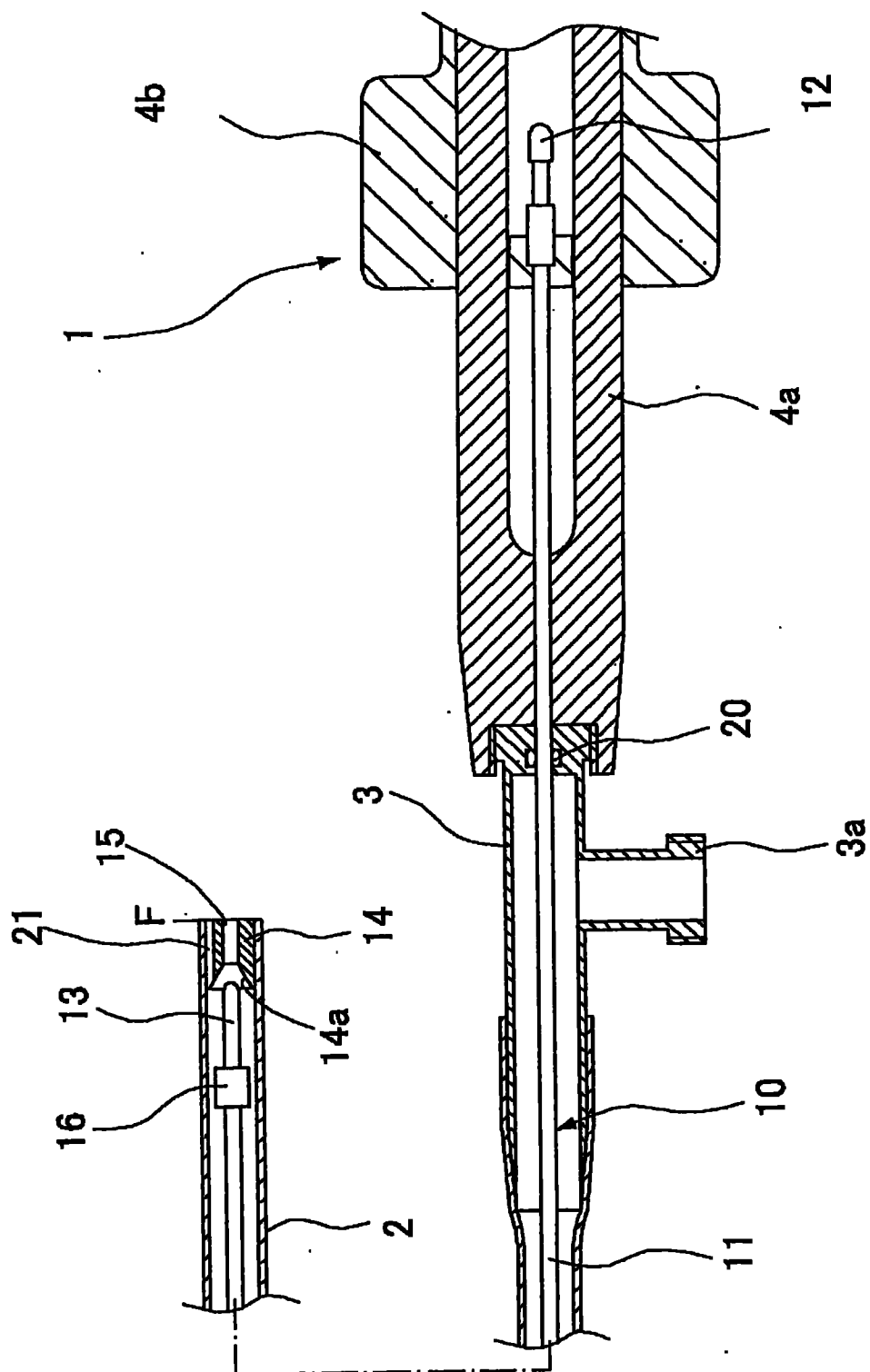


图 1

2
圖

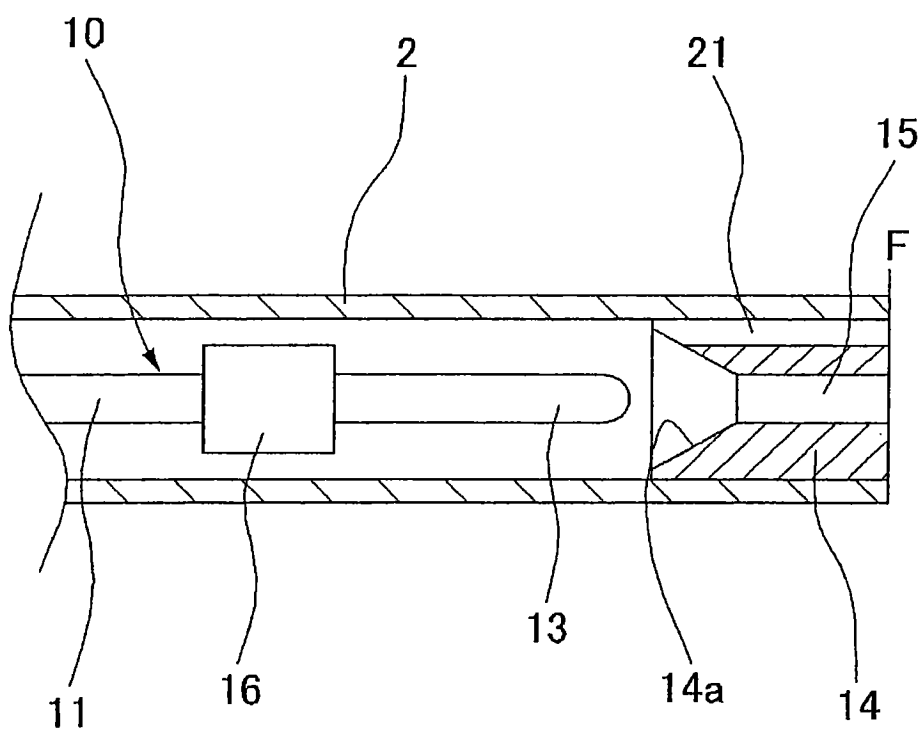


图 3

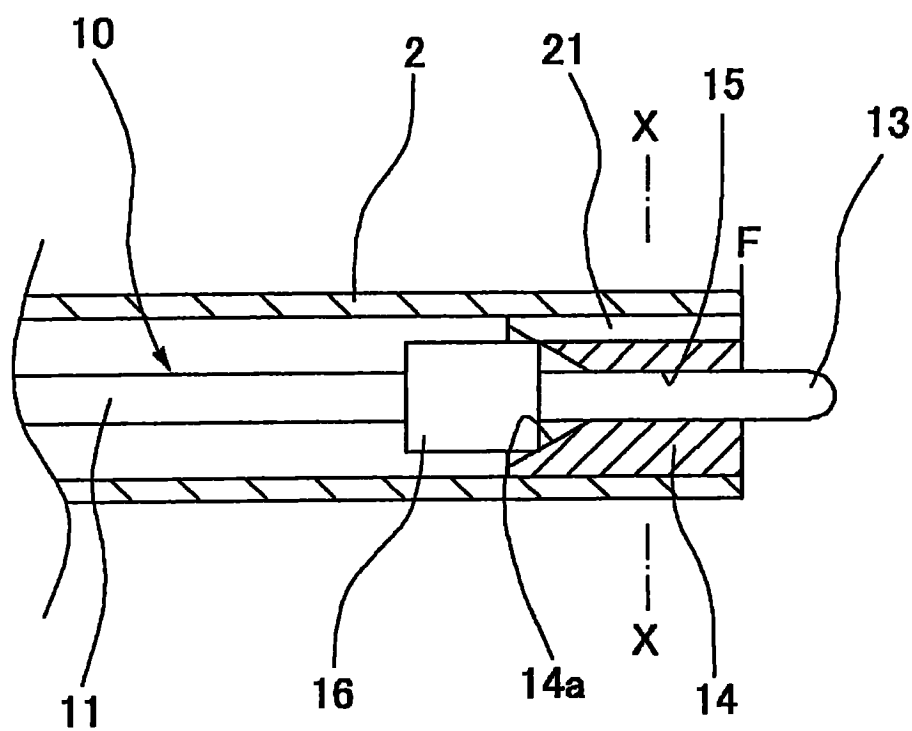


图 4

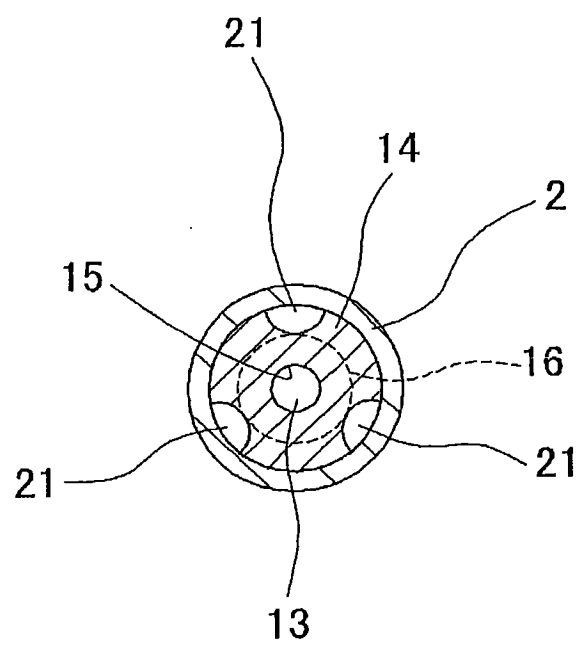


图 5

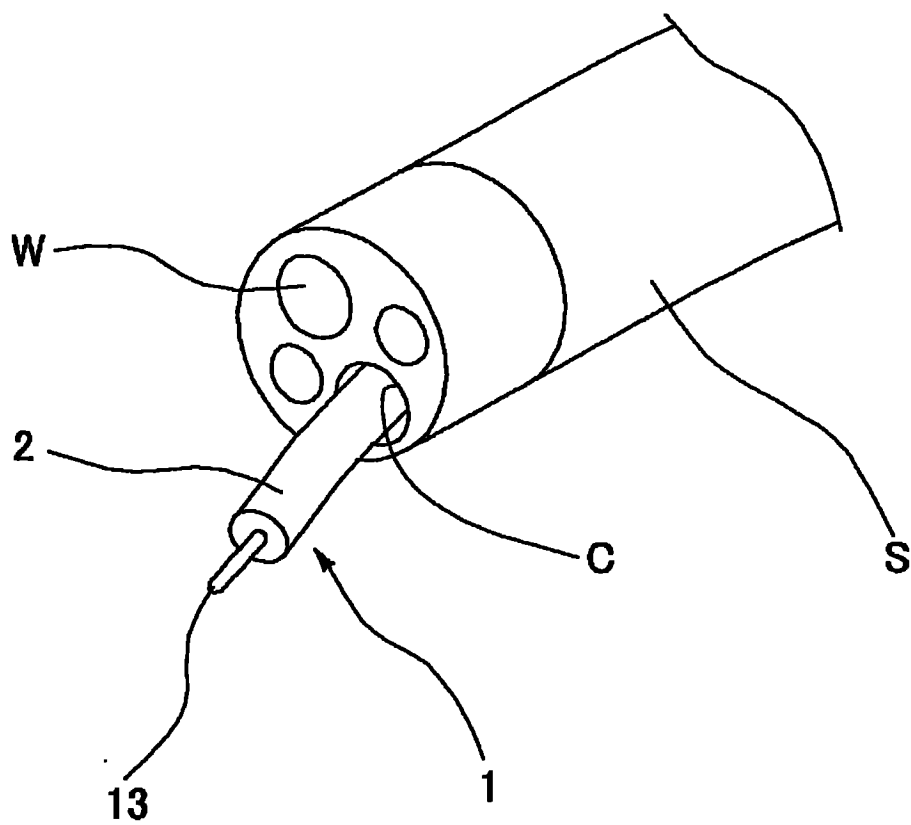


图 6

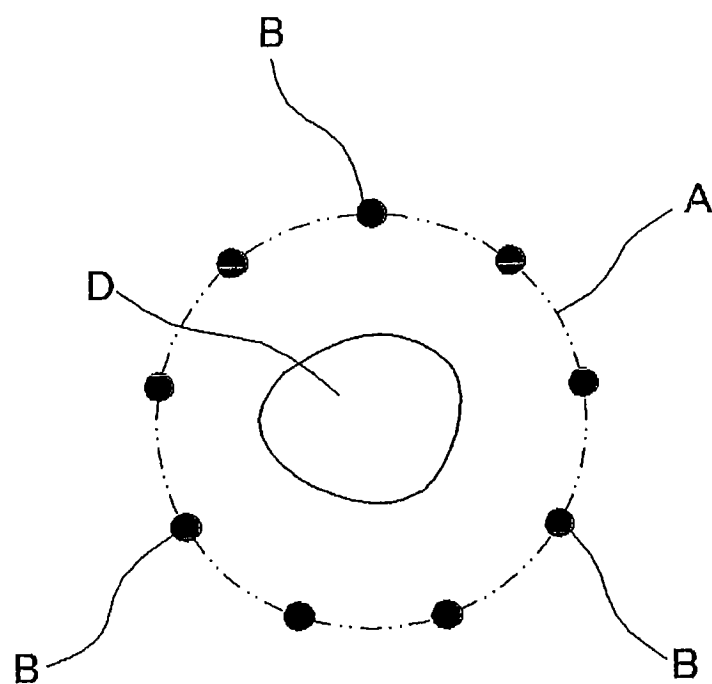


图 7

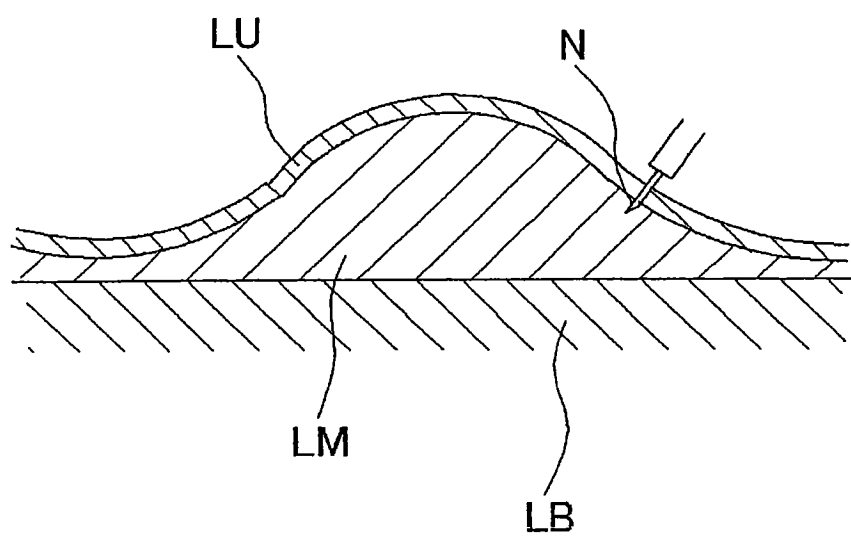


图 8

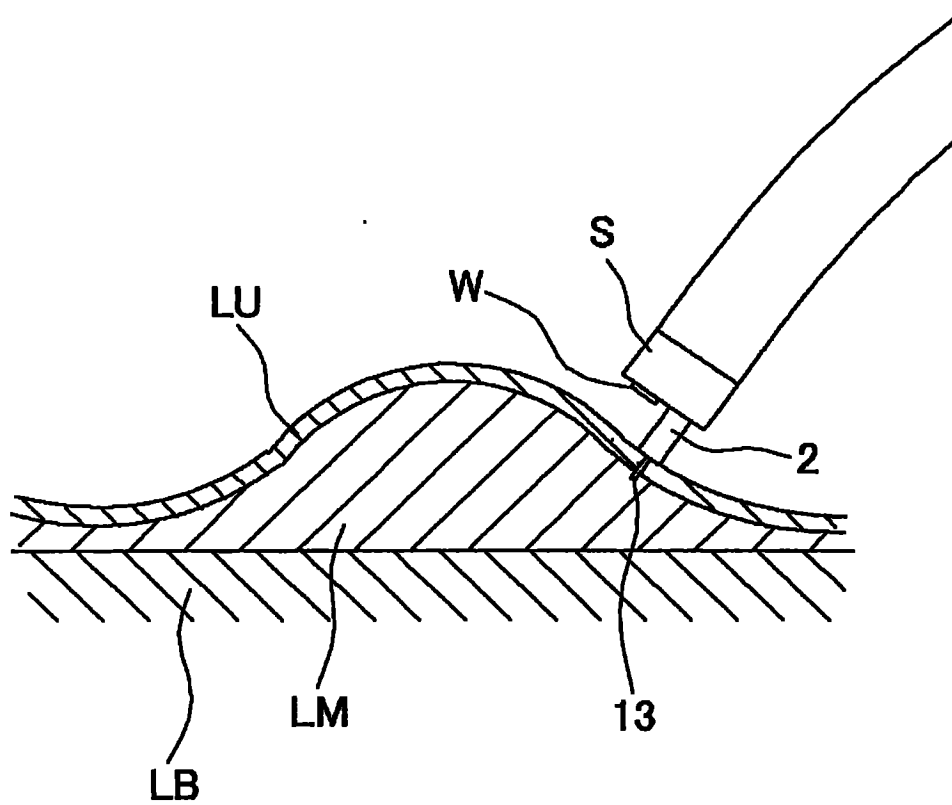


图 9

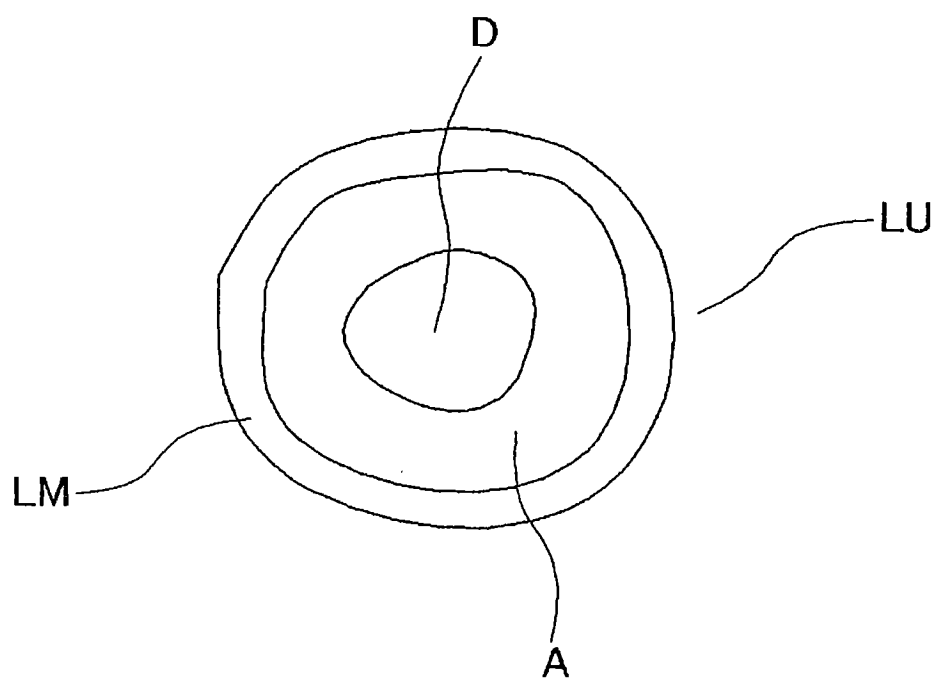


图 10

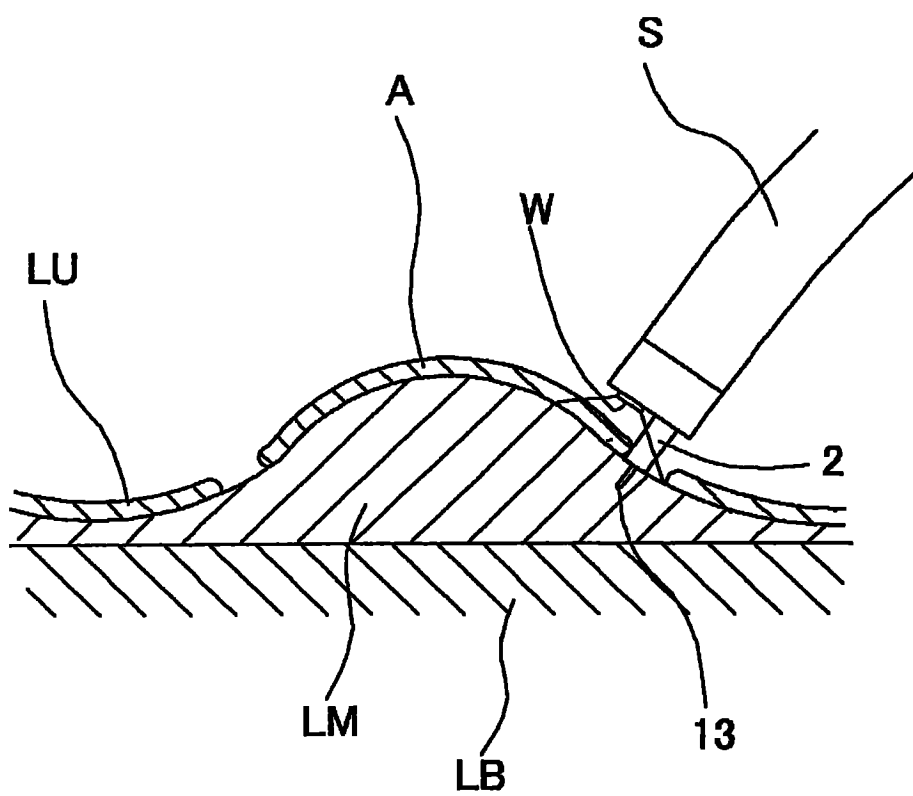


图 11

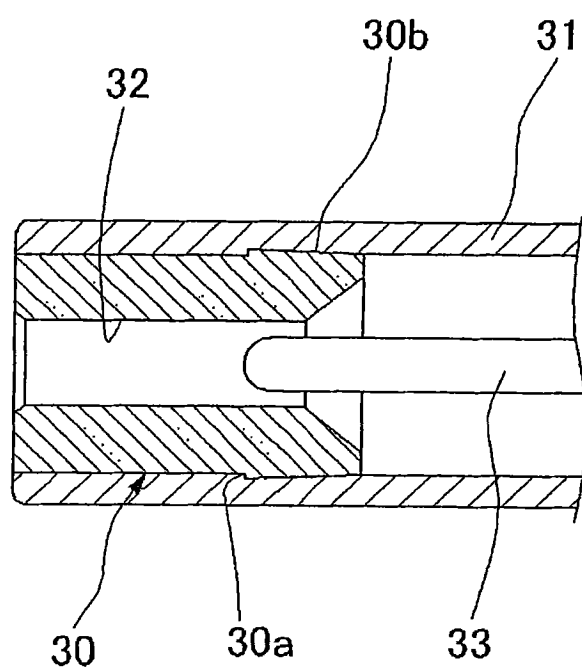


图 12

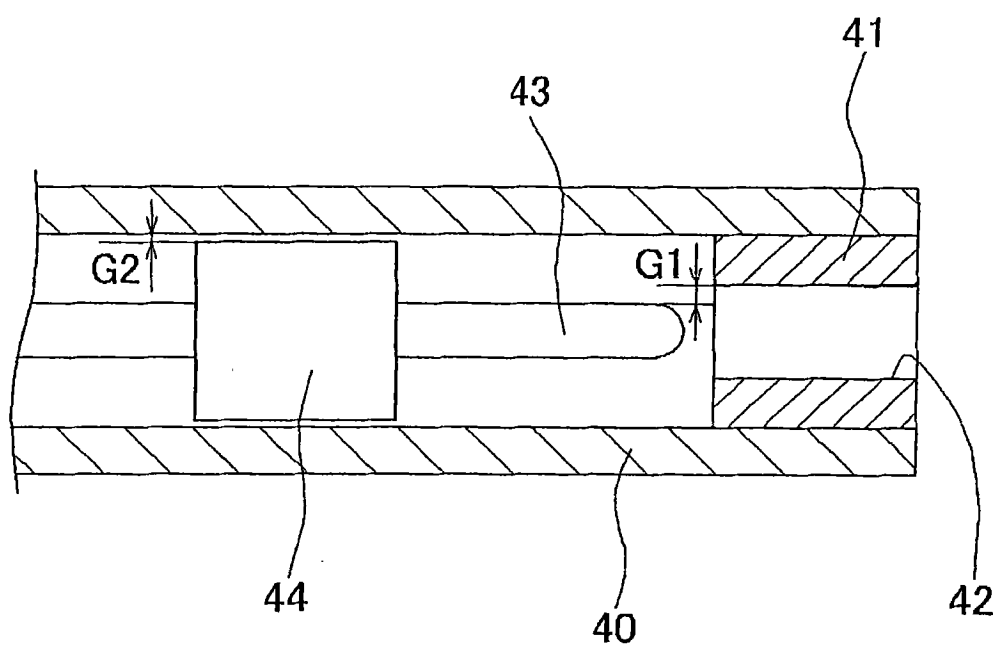


图 13

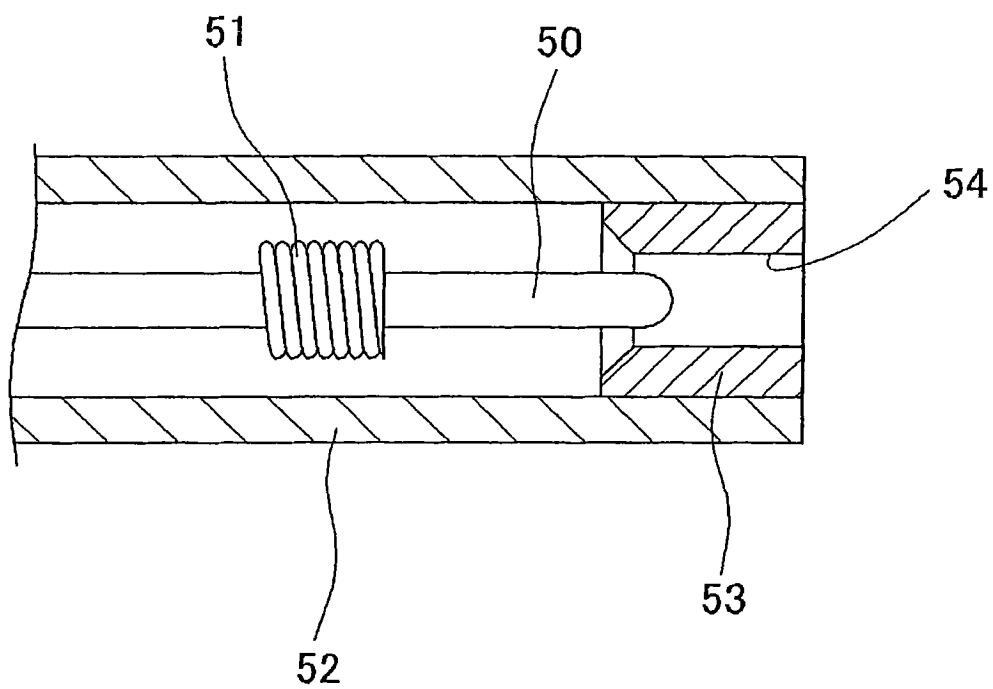


图 14

专利名称(译)	高频处置器械		
公开(公告)号	CN101332118B	公开(公告)日	2010-12-01
申请号	CN200810144143.4	申请日	2006-05-22
[标]申请(专利权)人(译)	丰永高史 富士写真光机株式会社		
申请(专利权)人(译)	丰永高史 富士能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	丰永高史 富士胶片株式会社		
[标]发明人	丰永高史 大谷津昌行 町屋守		
发明人	丰永高史 大谷津昌行 町屋守		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B2019/5227 A61B2019/304 A61B2218/002 A61B2018/1475 A61B18/1492 A61B2090/034 A61B2090/371		
代理人(译)	刘建		
审查员(译)	杨德智		
优先权	2005151795 2005-05-25 JP		
其他公开文献	CN101332118A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种高频处置器械及使用该高频处置器械的粘膜剥离方法，该方法可以安全、迅速且有效地进行粘膜的切开或剥离等的处置。高频处置器械(1)具有挠性套(2)，该挠性套在内部插入具备连接在挠性软线(11)的前端部的电极构件(13)的处置器械主体(10)，该挠性套的前端部装有限动构件(14)，其前端面和挠性套(2)的前端面形成前端基准面(F)，通过操作连接在挠性套(2)的基端部的操作机构(4)，从穿设在限动构件(14)的插入孔(15)导出电极构件(13)直至被限制构件(16)限制的位置为止，在电极构件(13)的最大限度突出位置上的从挠性套(2)最大限度突出的长度比粘膜层(LU)的厚度尺寸长，比粘膜层(LU)及粘膜下层(LM)的合计厚度尺寸短，并且，该高频处置器械(1)具备生理盐水的供给机构。

