

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 18/00 (2006.01)

A61B 18/14 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200480016876. X

[45] 授权公告日 2008 年 1 月 2 日

[11] 授权公告号 CN 100358480C

[22] 申请日 2004. 6. 16

[21] 申请号 200480016876. X

[30] 优先权

[32] 2003. 6. 17 [33] DE [31] 10327237.2

[86] 国际申请 PCT/EP2004/006488 2004. 6. 16

[87] 国际公布 WO2004/110294 德 2004. 12. 23

[85] 进入国家阶段日期 2005. 12. 16

[73] 专利权人 KLS 马丁有限及两合公司

地址 德国乌姆基希

共同专利权人 赫伯特·马斯兰卡

[72] 发明人 赫伯特·马斯兰卡 伯恩哈德·胡格

[56] 参考文献

US6391027B1 2002. 5. 21

DE10028413A1 2001. 9. 20

US4503855A 1985. 3. 12

US6063084A 2000. 5. 16

CN1097585A 1995. 1. 25

审查员 王 洋

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利
商标事务所

代理人 张兆东

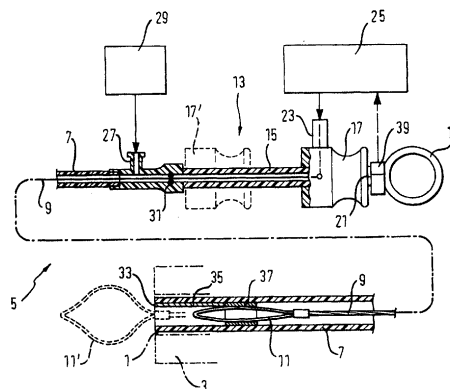
权利要求书 4 页 说明书 9 页 附图 2 页

[54] 发明名称

用于内窥镜或导液管的电手术器械

[57] 摘要

本发明涉及一种用于内窥镜或导液管的电手术器械(5)，它在高频电流的作用下不仅可以在接触的电手术操作中运行而且对于非接触的等离子凝结在一种可电离的气体中运行。在一个可以导入一个内窥镜管(3)的器械通道(1)中的导管(7)的远端上设置一个固定电极(33)，它在拉回到导管(7)中的位置使确定用于接触操作的电手术电极(11)通过一接触部件(37)与电极(11)连接。该电极(11)的拉回位置可以但是不必强制性地通过一个操纵装置(13)的止挡(21)或/和通过一个适合的接触部件(37)设置和尺寸设计得到保证。无需对电极(11)的拉回位置进行光学监控。



1. 一种用于内诊镜或导液管的电手术器械, 包括

- 一个管 (7; 7a; 7b; 7c; 7d; 7e), 所述管可以通过内诊镜的一个器械通道 (1) 或通过一个导液管内径导入, 至少在其外表面上不导电并且在其远端是敞开的, 管的近端可以连接到一个可电离的气体的气源 (29) 上,

- 一个在管 (7; 7a; 7b; 7c; 7d; 7e) 中可沿纵向滑移的电极连接线 (9; 9a; 9b; 9c; 9d; 9e), 其近端可以连接到一个高频电流发生器 (25) 上,

- 一个在电极连接线 (9; 9a; 9b; 9c; 9d; 9e) 的远端上的电手术电极 (11; 11a; 11b; 11c; 11d; 11e),

- 一个与电极连接线 (9; 9a; 9b; 9c; 9d; 9e) 的近端连接的操纵装置 (13), 借助它可以将电手术电极 (11; 11a; 11b; 11c; 11d; 11e) 通过电极连接线 (9; 9a; 9b; 9c; 9d; 9e) 从管 (7; 7a; 7b; 7c; 7d; 7e) 的远端拉出和拉入到管中,

其特征在于, 在管 (7; 7a; 7b; 7c; 7d; 7e) 的远端上设置一个相对于该端固定的电极, 此固定电极 (33; 33a; 33b; 33c; 33d; 33e) 与一个在管 (7; 7a; 7b; 7c; 7d; 7e) 中设置的接触部件 (37; 37a; 37b; 37c; 63; 67) 导电连接, 该接触部件在电手术电极 (11; 11a; 11b; 11c; 11d; 11e) 缩入到管中时与电手术电极 (11; 11a; 11b; 11c; 11d; 11e) 或/和电极连接线 (9; 9a; 9b; 9c; 9d; 9e) 的远端处于电接触。

2. 如权利要求 1 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述管 (7; 7a; 7b; 7c; 7d; 7e) 由电绝缘的、柔性的塑料软管构成。

3. 如权利要求 1 所述的电手术器械, 其特征在于, 在固定电极 (33; 33a; 33b; 33c; 33d; 33e) 的有效电极表面与接触部件 (37; 37a; 37b; 37c; 63; 67) 之间的电连接对电手术电极 (11; 11a; 11b; 11c; 11d; 11e) 是电绝缘的。

4. 如权利要求 3 所述的电手术器械, 其特征在于, 沿轴向在固定电极的有效电极表面与接触部件之间的区域中具有一个绝缘材料套, 它覆盖电连接。

5. 如权利要求 1 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述电极连接线或/和电手术电极至少局部地配有一个绝缘层, 所述绝缘层在一个在拉回位置与接触部件(37; 37a; 37b; 37c; 63; 67)重叠的位置处终结或露出。

6. 如权利要求 1 至 5 中任一项所述的电手术器械, 其特征在于, 所述接触部件(37; 37a; 37b; 37c)构成为装进管(7; 7a; 7b; 7c)中的由导电材料制成的接触套。

7. 如权利要求 6 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述接触套配有一个构成固定电极(33)的、一直达到管的远端区域的延伸部。

8. 如权利要求 6 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述接触套由一个金属管段(47)构成。

9. 如权利要求 6 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述接触套由一个金属丝螺旋段构成。

10. 如权利要求 9 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述金属丝螺旋段配有一个构成固定电极(33a; 33c)的、一直达到管的远端区域的、形成延伸部的端腿(41; 41c)。

11. 如权利要求 10 所述的电手术器械, 其特征在于, 一个绝缘材料套(43; 43c)装进管(7a; 7c)中, 该绝缘材料套在延伸部与管(7a; 7c)之间包住延伸部的至少一部分。

12. 如权利要求 6 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述接触套一直达到管(7b)的远端区域并同时构成固定电极(33b)。

13. 如权利要求 12 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述接触套的内表面在远端处一个构成固定电极(33b)的区域与近端处一个构成接触部件(37b)的区域之间具有一绝缘材料层(43b)。

14. 如权利要求 1 至 5 中任一项所述的电手术器械, 其特征在于, 所述接触部件(63; 67)固定在一个装进管(7d; 7e)中的套(59;

59e) 上。

15. 如权利要求 14 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述套(59) 具有一个构成固定电极(33d) 的、一直达到管的远端区域的延伸部(61), 它与管(7d) 的远端轴向间隔距离地构成接触部件(63)。

16. 如权利要求 15 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述延伸部(61) 在管(7d) 的远端区域内基本与管(7d) 同心地向着其远端方向伸出并在套(59) 的区域构成接触部件(63), 并且电手术电极(11d) 构造成柔性的钢丝圈。

17. 如权利要求 14 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述套(59e) 一直达到管(7e) 的远端区域并同时构成固定电极(33e), 并且套(59e) 具有至少一个径向弹性的、构成接触部件(67) 的舌片。

18. 如权利要求 1 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述操纵装置(13) 包括止挡机构(21), 所述止挡机构限定电手术电极(11) 在拉回到管(7) 中的位置在近体方向上的运动。

19. 如权利要求 1 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述操纵装置(13) 包括传感机构(39), 所述传感机构根据电极连接线(9) 相对于管(7) 的位置测定电手术电极(11) 的缩入位置。

20. 如权利要求 1 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述电手术电极(11) 构造成柔性的钢丝圈。

21. 如权利要求 1 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述电手术电极(11c) 构造成注射针, 它通过一个可在管(7c) 中滑移的软管(53) 与操纵装置连接。

22. 如权利要求 1 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述接触部件(37) 在管(7) 中与管的远端间隔距离地设置。

23. 如权利要求 1 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述管(7) 是柔性管。

24. 如权利要求 19 所述的电手术器械, 其特征在于, 所述传感机构(39) 是开关的形式。

25. 如权利要求 7 所述的电手术器械, 其特征在于, 一个绝缘材

料套(43; 43c)装进管(7a; 7c)中,该绝缘材料套在延伸部与管(7a; 7c)之间包住延伸部的至少一部分。

26. 如权利要求1所述的电手术器械,其特征在于,所述可电离的气体是氩气。

用于内诊镜或导液管的电手术器械

技术领域

本发明涉及一种用于内诊镜或导液管的电手术器械。

背景技术

已知借助于高频电流对生物组织进行凝结或切割。在这里电流在一个有效的手术电极与一个大面积的、固定放置在组织上的对应电极即一个所谓的中性电极之间流动。该手术电极可以直接放置在组织上，因此在高频电流强度相对较小的情况下可以针对性地实现凝结或切割。例如由 DE 32 47 793 C2 和 DE 100 28 413 A1 已知这样的电手术电极。

在通过接触的手术电极进行凝结时，可以将电极固定粘接在凝结的组织上，由此在抬起电极时可能重新导致出血或者甚至在薄的组织结构上导致穿孔。为了使大面积的出血部位凝结，已知（DE 41 39 029 A1）的是，将手术电极放置在一种可电离的气体如氩气的流动路径里面并且将电极上的高频电压提高到这样的程度，使得在手术电极与组织之间由电离气体引发等离子放电。借助于一种这样的等离子凝结能够使大面积的出血部位无接触地停止出血。

由 US 5 207 675 已知，这样的—个手术电极不仅用于接触凝结而且也用于无接触地等离子凝结。在这种可以导入内诊镜中的已知的器械中，有效的手术电极不仅对于接触凝结而且对于等离子凝结都可以自由地从内诊镜的器械通道中取出来。但是因为用于等离子凝结的高频电压必需调节得相当高，因此当手术电极在等离子凝结期间接触组织时，对于接触凝结可能产生不期望的组织反应。

为了避免这种不期望的组织反应，由 DE 197 31 931 A1 已知，对于接触凝结，当电极要在等离子工作方式下以较高的高频电压运行的时候，从一个被内诊镜的器械通道容纳的柔性管中自由地抽出的手术电极完全

缩回到管中并由此防止组织直接接触电极。在管的远端上设置一个例如由微开关触点或小型光栅构成的传感器，它控制高频电流发生器并且只有当电极完全缩入时才允许等离子运行。但是为了控制高频电流发生器，在器械远端处的传感器与连接在器械的近端处的高频电流发生器之间需要沿着内诊镜的器械通道敷设附加的控制导线。

发明内容

因此本发明的目的是，提出一种相对简单的用于内诊镜的电手术器械，它不仅可以用于接触凝结或切割操作而且可以用于非接触的等离子凝结操作。

本发明基于这样一个用于内诊镜的电手术器械，它包括：

- 一个可以导入内诊镜的一个器械通道里面的、至少在其外表面上不导电的、在其远端敞开的、最好柔性的管，管的近端可以连接到一个可电离的气体尤其是氩气的气源上，
- 一个在管中可沿纵向滑移的电极连接线，其近端可以连接到一个高频电流发生器上，
- 一个在电极连接线的远端上的电手术电极，
- 一个与电极连接线的近端连接的操纵装置，借助它可以将电手术电极通过电极连接线从管的远端拉出和完全拉入到管中。

本发明所作改进的特征是，在管的远端上设置一个相对于该端固定的电极，此电极与一个在管中与其远端间隔距离设置的接触部件导电连接，该接触部件在电手术电极缩入到管中时与电手术电极或/和电极连接线处于电接触。

对于接触凝结或切割操作，所述电手术电极从管中拉出并且不与固定的电极或接触部件电接触。对于等离子凝结操作，则将其拉入到管中。因为电手术电极或其连接线在拉入的位置与固定的电极可靠地通过接触部件导电连接，所以能引发并保证固定电极进行等离子放电。该固定电极防触电地设置在管中或者是防触电地绝缘，由此避免了在等离子凝结操作期间例如接触烧蚀。在此，所述接触部件这样设计尺寸和设置，使

得当在管中可移动的电手术电极足够多地拉回到管中并且其远端位于管内部的时候，固定电极才可靠地输送高频电流。因此按照本发明的器械无需通过内诊镜的光学系统视觉地监控电极的拉入位置，这一点简化了器械的使用。

以适宜的方式由电绝缘的柔性塑料软管构成的管不仅使拉回的电手术电极而且使固定的电极对外绝缘。此外还可以使固定电极的有效电极表面与接触部件之间的电连接相对于电手术电极电绝缘；例如通过一个设于沿轴向在固定电极的有效电极表面与接触部件之间的区域中的绝缘材料套。可以选择地或附加地使电极连接线或/和电手术电极至少局部地配有绝缘层，它在一个在完全拉回的位置与接触部件重叠的位置处露出。仅仅在完全拉回的位置，接触部件才穿过绝缘层的缺口与电极连接线或电手术电极连接。管的远端宜具有一个由耐热的电绝缘材料制成的套，例如一个陶瓷套，用于防止塑料软管由于等离子放电受到热损伤。

在一个优选的结构设计中，接触部件设计为装进管中的由导电材料制成的套。对于该套，可以是一个金属丝螺旋的一个段或者一个金属管的一个段。在两种方案中，固定电极以简单的方式与接触部件组合地构成，例如通过使金属丝螺旋段配有一个构成固定电极的、基本上一直达到管的远端的端腿或者使套为了形成固定电极一直延长到管的远端。在上述的结构设计中，所述套有一个构成固定电极的延伸部。该延伸部可以一体地成形在套上；但是对于延伸部优选可以是一个单独的导体，例如一个导线段，它导电地安置例如焊接在套上。因此所述套和延伸部的材料可以相互独立地选择。对于套优选使用由不锈钢制成的金属管段，而延伸部是一个钨丝。

在上述的结构设计中，所述接触部件由套构成。在一种方案中，所述套仅仅作为支架，它使接触部件固定在管的远端上。因此所述套可以具有一个构成固定电极的、基本上一直达到管远端的延伸部，它与管的远端轴向间隔距离地构成接触部件。构成固定电极的延伸部可以在管的远端区域基本与管同心地在其远端方向伸出并在套的区域构成接触部件。如果手术电极由柔性的钢丝圈构成，则它本身可以在延伸部旁边从

管中推出来。在拉回钢丝圈时，同心设置的延伸部穿入（纫入）钢丝圈中，直到钢丝圈在完全拉回的位置导电地顶靠在接触部件上。因此该接触部件同时构成用于钢丝圈牵拉运动的终端止挡。

而所述套在一种变型方案中也可以配有至少一个径向弹性的、构成接触部件的舌片，必要时基本上一直达到管的远端并同时构成固定电极。所述舌片也可以选择一体地成形在套上或者安置例如焊接到套上。

为了防止在电手术电极还向前滑动时接通，套的延长体可以在远端处一个构成固定电极的区域与近端处一个构成接触部件的区域之间配置一个绝缘。但是在个别情况下，当操纵装置包括止挡机构时，可以省去这个绝缘，操纵装置止挡机构在完全拉回到管里面的位置限定电手术电极的运动。这种止挡机构对于固定电极以及接触部件的其它结构也是有利的，因为它们对操纵者发出机械信号，以表明电手术电极充分缩入。

所述高频发生器的操作参数可以人工地（例如借助脚踏板）在对于接触操作所需的通常电压较低的高频功率与对于等离子凝结所需的高电压的参数之间转换。但是当操纵装置包括传感机构、尤其是一个开关形式的传感机构时，也可以自动地实现转换，它们根据电极连接线相对于管的位置来测定电手术电极完全缩入的位置。与由 DE 197 31 931 A1 已知的传感机构不同，在这种情况下传感机构可以设置在管的近端，由此省去了沿着内诊镜器械通道的控制导线。

按照本发明的电手术器械为了接触凝结或为了切割可以配备任意的电手术电极。例如柔性的钢丝圈或者还有用于硬化的注射针等等都是适合的。所述电手术电极对于接触凝结操作可以双极式构造，或者也可以设置一种限定有效电极表面并避免所不期望的组织接触的隔离层，如在 DE 100 28 413 A1 中所描述的那样。

附图说明

下面借助于附图详细描述本发明的实施例。附图中：

图 1 以一个局剖示意图示出一个具有一个环圈电极的电手术器械；

图 2 以一个剖视图示出图 1 中器械的一种方案的远端区域；

图 3 以一个剖视图示出图 1 中器械的远端区域的另一方案;

图 4 以一个剖视图示出器械远端区域的一种方案, 该器械具有一个硬化针作为电手术电极;

图 5 和 6 以剖视图示出图 1 中器械远端区域的其它变型方案。

具体实施方式

图 1 示出一个可以导入一个未详细示出的内诊镜的用 3 表示的柔性导液管的器械通道 1 中的电手术器械 5。该器械 5 具有一个封闭壁体的、可滑动地通过器械通道 1 的柔性导管 7, 在这里是一个由绝缘塑料材料制成的软管, 在其中沿纵向滑动地导引一个柔性的连接线 9, 例如是一个本身卷绕的绞合线。在连接线 9 的远端上安置一个电手术的电极 11, 在这里是一个切割环 (Resektionsschlinge), 它借助于一个操纵装置 13 可以如同以 11' 表示的那样从导管 7 的远端抽出来或者完全缩回到导管 7 里面。在完全缩回的状态所述电极 11 与导管 7 的远端间隔距离地设置。

操纵装置 13 具有一个连接到导管 7 近端上的杆 15, 一个与连接线 9 的近端抗拉和抗压连接的手柄 17 可以沿着杆 15 滑动。为了能够单手操纵所述操纵装置 13, 所述杆 15 的近端具有一个拇指环 19。在杆 15 上的一个止挡 21 限制手柄 17 在图 1 所示的电极 11 完全拉回的位置的滑动运动。通过使手柄 17 移动到以 17' 表示的位置, 使电极 11 通过连接线 9 从导管 7 的远端中移出。该手柄 17 具有一个连接到连接线 9 近端上的插接触点 23, 在其上可以连接一个高频电流发生器 25。

安置在连接线 9 远端上的电极 11 在发生器 25 的高频电流作用下能够无接触地凝结和切割生物组织。该发生器 25 包括一个未详细示出的大面积电极, 它顶靠在未被处理的组织上。所述电极 11 可以具有一个整体上自由的接触面。但局部地配有一个绝缘包层的电极也是适合的, 在该电极中, 绝缘包层使有效的电极表面减小, 如同例如在 DE 100 28 413 A1 中所描述的那样。而双极电极也是适合的, 或者连接线 9 双线地构造。

所述电手术器械 5 也能够操作可靠地大面积地等离子凝结组织。为此, 所述操纵装置 13 配有一个气体接头 27, 通过它可以使可电离的气体

如氩气从气源 29 输送到导管 7 的近端上。导管 7 的近端如同以 31 表示的那样进行密封，因此使气体从导管 7 的远端排出。在远端上在导管 7 中防触电地设置一个用于凝结组织的固定电极 33，它通过一个连接区 35 与接触套 37 电连接。在电极 11 完全拉回的位置，它弹性地顶靠在接触套 7 的内圆周上并且将固定电极 33 与连接线 9 导电连接。

对于等离子凝结，所述手柄 17 一直拉回到止挡 21。由此保证，为无接触凝结设计的电极 11 完全拉回到导管 7 的远端中，而无需通过内诊镜的光学系统进行视觉地监控。然后接通气源 29 以及高频电流发生器 25，其中将发生器 25 的电流强度必要时人工地提高到一个用于在导管 7 远端中引发等离子放电产生足够气流所需的数值。为了将发生器 25 的高频电压从用于借助电极 11 接触处理所需的低值转换到用于等离子凝结所需的高值，可以使用一个未示出的双踏板脚动开关。但是也可以在操纵装置 13 上、例如在止挡 21 的区域设置一个开关 39，它自动或人工地控制发生器 25 的转换。

所述导管 7 在所示实施例中由整体上不导电的软管构成。不言而喻，该导管也可以由从外面用一绝缘体包围的螺簧构成，只要使接触套 37、连接区 35 和固定电极 33 相对于金属螺簧绝缘。如果手柄 17 的拉回运动如图 1 所示通过一个止挡 21 限定，该止挡确定电极 11 的完全拉回位置，则可以使固定电极 33、连接区 35、也包括电极 11 裸露，因为发生器 25 只有在由止挡 21 确定的位置才转换到对于等离子凝结所需的参数。

在其端部上构成固定电极 33 的连接区 35 由从接触套 37 伸出的纵长延伸部构成。接触套 37 宜为一个金属管段，例如由不锈钢制成，在其上可以一体地形成延伸部。而延伸部最好是一个在接触套上导电地安置的、例如钎焊或焊接的导线体，最好是钨丝。

下面描述电手术部件的变型方案。相同功能的部件配有图 1 的标记符号并且为了区别配有字母。为了阐明结构和作用方式以及可能的方案，请参照关于图 1 的描述还有下面的描述。下述的方案涉及器械远端的结构设计。

在图 2 的结构设计中，连接到连接线 9a 远端上的电手术电极 11a 仍

然与图 1 类似地由柔性的、自动在导管 7a 以外扩张的环圈电极构成。导管 7a 仍然是一个柔性的塑料软管。接触套 37a 由一个弹性金属丝螺旋构成，在其上，为了构成直到导管 7 远端上的电极 33a 和连接区 35a，一体组合地形成一个直线的沿着导管 7a 伸出的蝶簧形式的端腿 41。为了避免电极 11a 在其在图 2 所示的拉回位置之外与固定电极 33a 或连接区 35a 电接触，在由电极 33a 和连接区 35a 轴向覆盖的导管 7a 远端区域可以安装一个以 43 表示的绝缘包层，例如是塑料软管段的形式。附加地或者选择地也可以使在电极 11 完全拉回的位置向着近端突出的电极 11a 区域包括连接线 9a 如同以 45 表示的那样用绝缘材料包围。包层 45 在电极 33a、连接区 35a 和接触套 37a 的轴向长度上延伸就足够了。

在图 3 的实施例中，连接到连接线 9b 远端上的电手术电极 11b 仍然由环圈电极构成。在导管 7b 的远端中装进一个通过导管 7b 远端封闭的金属套 47，它在其近端区域构成接触套 37b 并且在其远端上构成固定电极 33b，并且在它们之间整体构成连接区 35b。套 47 可以是一个刚性金属管的一段或者也可以是一个柔性的钢丝螺旋。如同结合图 2 所述的那样，金属套 47 的内面可以用一绝缘层、例如以一个塑料软管段的形式包覆，但是它适宜为了加大固定电极 33b 的有效面积与固定 7b 的远端间隔距离地终结，如同在图 3 中以 49 表示的那样。向着近端突出的电极 11b 和连接线 9b 的区域与图 2 类似地用绝缘材料 45b 包围。绝缘体 43b 和 45b 必要时可以省去。

在按照图 4 的器械方案中，电手术电极 11c 例如为了硬化之用构成注射针，它通过一个软管形的连接线 9c 与操纵装置连接。在软管形连接线 9c 的近端上以未详细示出的方式可以输送处理液。所述连接线 9c 包括一个金属丝螺旋 51，其外表面用一个塑料软管 53 包围。该金属丝螺旋 51 终结在一个将电极 11c 的金属注射针固定的金属头 55 上，金属头在电极 11c 完全拉回到导管 7c 中时使在这里由一个钢丝螺旋段构成的接触套 37c 接通。该钢丝螺旋 37 与图 2 的方案类似地整体配有一个腿 41c，其远端构成固定电极 33c 并且通过连接区 35c 与接触套 37c 连接。

所述导管 7c 在接触套 37c 与其远端之间收缩成一个用于对中及导引

电极 11c 的导引段 57。在图 4 的方案中，在电极 33c 与接触套 37c 之间的区域也可以配有一个绝缘包层 43c。

为了能将处理液输送到操纵装置一侧，一个接头与软管 53 的近端连接，该接头同时也与钢丝螺旋 51 处于电接触，即同时承担图 1 中插接触点 23 的功能。通过这种方式，防止在凝结期间无意地接触处理液接头。

不言而喻，在连接线 9c 的钢丝螺旋 51 位置上，也可以在软管 53 内部或外部同样构成为单独的绞合线。此外所述钢丝螺旋 51 也可以在外面包围软管 53。

在上述的电手术器械的结构设计中，装进导管中的接触套负责与电手术电极电接触。图 5 示出一种方案，其中，在仍由塑料软管构成的导管 7d 里面装进一个在这里由螺簧段构成的套 59。该套 59 作为支架，用于一个接近同心地在导管 7d 中延伸到其远端的延伸部 61，该延伸部在导管 7d 的远端上构成固定电极 33d。延伸部 61 在所示实施例中是一个从构成套 59 的螺簧段中伸出的端腿。除了在螺簧段中在轴向延伸的延伸部 61 的过渡上的一个自由的接触区 63 以外，由金属丝例如由钨丝制成的延伸部 61 包括套 59 的螺簧段具有一个电绝缘体 65。

电手术电极 11d 设计成柔性的切割环并且可以以公知的方式包括其在导管 7d 中滑移的连接导体 9d 配有一个电绝缘体 45d。该切割环 11d 在延伸部 61d 旁边可以从导管 7d 中移出来，用于接触凝结和切割生物组织。因为构成固定电极 33d 的延伸部 61 居中地设置在导管 7d 中，因此该延伸部 61 在拉入切割环 11d 时勿在延伸部 61 上，直到切割环 11d 在完全拉回的位置顶靠在用于等离子凝结操作的接触区 63。

不言而喻，套 59 也可以由金属管段构成。此外，所述延伸部 61 可以一体地成形在金属管上。但是该延伸部 61 也可以由导电地安置例如焊接在金属管段上的钢丝段构成。所述金属管段必要时可以在其内侧具有一个绝缘层。

在图 6 的结构设计中，由金属管段构成的套 59e 也用作径向弹性的接触簧舌的支架，接触簧舌从套 59e 的近端伸出，并且连接线 9e、在这里其使电手术电极 11e 与连接线 9e 连接的接套 69 在电手术电极 11e 的拉

回位置导电地接通。

所述套 59e 一直延伸到导管 7e 的远端并且在那里同时构成固定电极 33e。除了接触簧舌 67 以外，套 59 的内圆周用一个绝缘层 71 电绝缘地包覆。如同在所示实施例中所表明的那样，构成为切割环的电手术电极 11e 和连接线 9e 同样配有一个电绝缘层 45e，它仅仅空出接套 69 的接触区。

在所示实施例中，接触簧舌 67 一体成形在套 59e 上。不言而喻，接触簧舌必要时也可以与套 59e 分开地构成。例如套 59e 总体上由塑料材料制成，而接触簧舌 67 一体地且与轴向延伸的、构成固定电极的延伸部相连接，并固定在套中。

图 2

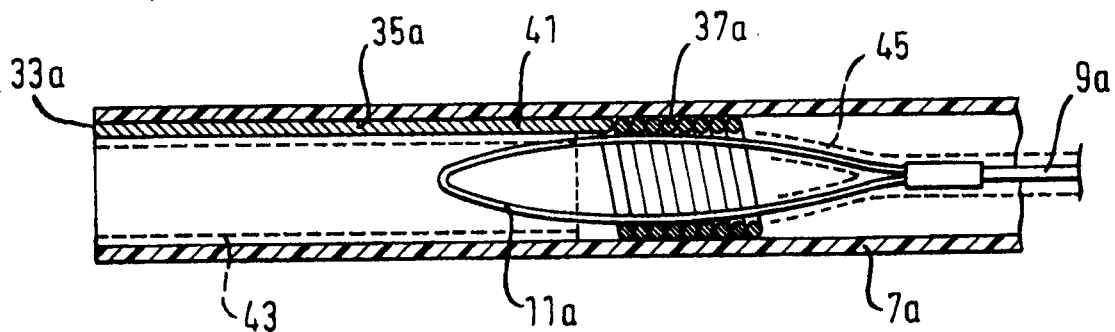


图 3

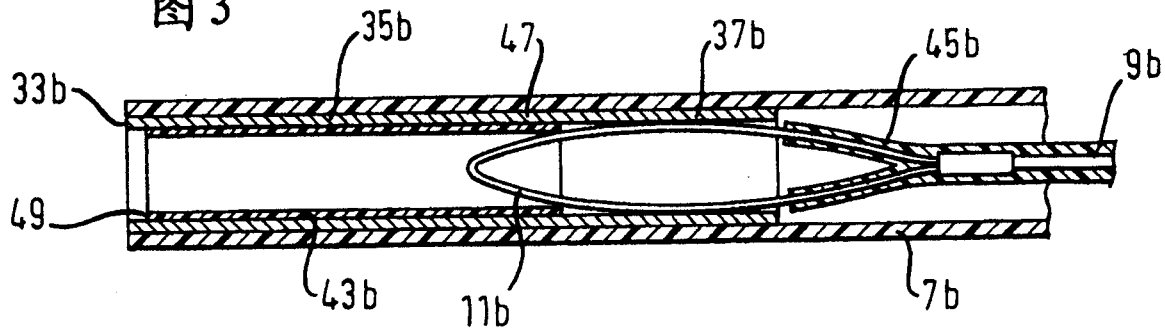


图 4

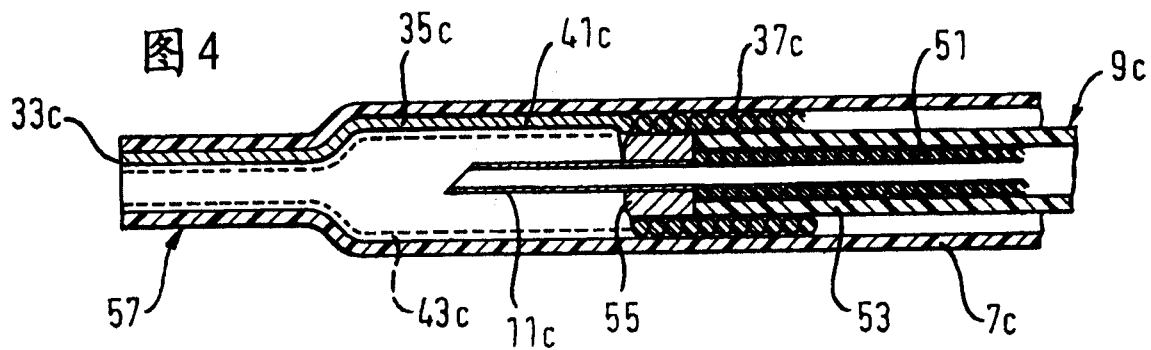


图 5

