

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 18/14 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 02811393.4

[45] 授权公告日 2006 年 12 月 6 日

[11] 授权公告号 CN 1287748C

[22] 申请日 2002.6.5 [21] 申请号 02811393.4
[30] 优先权

[32] 2001.6.5 [33] AT [31] A874/2001

[32] 2002.2.20 [33] AT [31] A259/2002

[32] 2002.5.23 [33] AT [31] A790/2002

[86] 国际申请 PCT/AT2002/000168 2002.6.5

[87] 国际公布 WO2002/098310 德 2002.12.12

[85] 进入国家阶段日期 2003.12.5

[73] 专利权人 E-地球技术有限公司

地址 塞浦路斯尼科西亚

[72] 发明人 M·雷滕巴赫 P·格罗尔

J·弗兰克

审查员 赵鑫

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 苏娟 赵辛

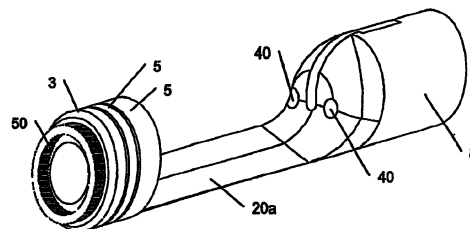
权利要求书 3 页 说明书 20 页 附图 13 页

[54] 发明名称

外科用电动静脉支剥除器

[57] 摘要

本发明涉及一种静脉支剥除器，它具有一个探头和一个凝结和切割装置，其中凝结和切割装置至少有两个电极和端面孔，探头就可以穿过这孔移动，其中在这围绕端面孔的范围里布置有至少两个至少相邻的两个电极(3, 4, 5)。



1. 一种用于剥除患病静脉的静脉支剥除器，包括：

一个可插入静脉的探头；和

一个具有电极装置的凝结和切割装置，所述电极装置具有至少两个设置在所述凝结和切割装置的一端的电极，以限定用于探头的通道的前端孔，其中，探头和静脉连接到所述凝结和切割装置并被所述电极装置同轴地环绕。

2. 按权利要求1所述的静脉支剥除器，其特征在于，至少一个所述电极是环形的。

3. 按权利要求1所述的静脉支剥除器，其特征在于，至少一个所述电极是螺旋状。

4. 按权利要求1所述的静脉支剥除器，其特征在于，至少一个所述电极具有中断。

5. 按权利要求1所述的静脉支剥除器，其特征在于，至少一个所述电极具有扇形的指。

6. 按权利要求1所述的静脉支剥除器，其特征在于，凝结和切割装置具有一个驱动装置，使它可以自动地沿着探头移动。

7. 按权利要求1所述的静脉支剥除器，其特征在于，电极装置包括另外一个电极，从而至少具有三个电极。

8. 按权利要求7所述的静脉支剥除器，其特征在于，所述电极布置在凝结和切割装置的外壁面上。

9. 按权利要求1所述的静脉支剥除器，其特征在于，所述电极以不同间距相互隔开。

10. 按权利要求1所述的静脉支剥除器，其特征在于，还包括用于与至少一个所述电极相连接的电阻。

11. 按权利要求1所述的静脉支剥除器，其特征在于，凝结和切割装置具有一个限定一纵向轴线的基体，凝结和切割装置的所述至少两个电极限定了对称轴线，该对称轴线与基体的纵向轴线大致平行，其中，所述电极限定了在对称轴线的轴向方向上基本上是相互重迭的区域。

12. 按权利要求11所述的静脉支剥除器，其特征在于，所述基体围住了一个基本上是圆筒形的空间。

13. 按权利要求 1 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 还包括有用于将所述电极连接到一电能供应源的电线, 该电线在探头内穿过并与位于探头一端的两个触点相连接, 其中所述凝结和切割装置具有与所述电极导电地连接的两个触点, 从而当探头被容纳并固定在所述凝结和切割装置中的时候, 在所述电极和电能供应源之间形成导电连接。

14. 按权利要求 1 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 还设有一个纵向切槽装置, 用于在纵向方向上切割静脉。

15. 按权利要求 14 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 纵向切槽装置具有一个用于单极切割的切槽电极, 一个用于双极切割的切槽电极或者一个机械刀刃。

16. 按权利要求 14 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 还包括用于连接所述电极和一电能供应源的电线, 其中纵向切槽装置连接到凝结和切割装置并包括一连接到所述电线或另外一根导线的切槽电极。。

17. 按权利要求 1 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 所述凝结和切割装置在所述电极之间的一个区域设有至少一个排气孔, 用于电离气体的排出。

18. 按权利要求 17 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 所述气体是氩气。

19. 按权利要求 17 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 所述凝结和切割装置具有一基体, 该基体限定了一纵向轴线并具有一用于设置所述至少两个电极的前端面, 其中所述排出孔在所述基体的后端面与一气体供应口连接。

20. 按权利要求 1 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 所述凝结和切割装置具有用于抽气的至少一个抽吸孔。

21. 按权利要求 1 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 还包括一个环形的超声谐振器, 其设置在所述电极的紧靠所述前端孔附近的区域。

22. 按权利要求 1 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 所述探头是导线。

23. 按权利要求 1 所述的静脉支剥除器, 其特征在于, 还包括一

固定到所述凝结和切割装置的电线，以将所述电极连接到一电源。

24. 按权利要求 1 所述的静脉支剥除器，其特征在于，所述探头和静脉是在所述凝结和切割装置的后面区域连接到所述凝结和切割装置。

25. 按权利要求 24 所述的静脉支剥除器，其特征在于，所述凝结和切割装置包括一在所述后面区域的槽。

外科用电动静脉支剥除器

技术领域

本发明涉及一种静脉支剥除器，它有一个探头和一个凝结和切割装置，其中凝结和切割装置至少有两个电极和一个端面孔，这探头可在这孔里移动导向。

背景技术

静脉支剥除器在外科学里是众所周知的。

SU 1498473 A1 公开了一种静脉支剥除器，它与一个探头相连接。静脉牵引器有一个环形刀，带有一个附件，其中在附件里设有一个孔，有一个电极位于这孔里。环形刀是另外的电极。静脉剥除时用环形刀切开静脉周围的组织。通过提高了的机械阻力来指明抓住了静脉的侧分支。然后通过旋转静脉牵引器用附件的切割棱将静脉侧分支切断，并且用电极借助于高频电流而使之凝结。按 SU 1498473 A1 所述的静脉牵引器的缺点是：切断较小的静脉侧分支时并不显著提高机械阻力，也不凝结。另外的缺点是：静脉侧分支只是当它们正好在切断之前被识别出来时才能够凝结。如果虽然识别出了静脉侧分支，但已经被切断了，那就不能再找到这用于凝结的静脉牵引器的必要位置了。这既涉及到在静脉牵引器的纵向方向上的位置，也涉及到所要调定的转角。这里凝结则是一个复杂而费时的过程。按 SU 1498473A1 所述的静脉牵引器的另一个缺点是：由于静脉剥除时受到负荷即使在周围组织里的静脉处也会流血，其中这些静脉就并不凝结。在按 SU 1498473A1 所述的一种静脉支剥除器中另外的缺点为：由于环形刀的切割刃很锋利可能使周围组织造成无意中的损伤。

发明内容

因此本发明的任务是提出一种开头所述种类的静脉支剥除器，它排除了这些缺点并且保证了尽可能所有静脉侧分支的凝结。

本发明的另外一个任务是提出一种开头所述种类的静脉支剥除器，它使周围组织里的受伤静脉也产生凝结。

本发明的另外一项任务是提出一种开头所述种类的静脉支剥除器，其中使得由于意外切割造成的对周围组织的影响保持很小。

本发明的另外的任务是提出一种开头所述类型的静脉支剥除器，它确保在一个工序里进行切割和凝结。

按照本发明这由以下方法来实现：在凝结和切割装置的设有端面孔处的范围上相邻布置至少两个电极中的至少两个。

这种实施形式的优点是：它可以与通常的静脉支剥除器结合起来使用。另外的优点是：可以实现一种血液干枯的剥除通道，这样就不迫切要求应用止血绷带。另外通过按本发明的静脉支剥除器也基本避免了周围组织的创伤。因而另外的优点是：用按本发明的静脉剥除的手术可以全年进行，并且不仅可以在冬季进行。

本发明还涉及一种静脉支剥除器，它有一个探头和一个凝结和切割装置，其中凝结和切割装置至少具有一个电极和一个端面孔，这探头可以穿过这孔移动导向。

本发明的任务是提出一种上述种类的静脉支剥除器，它排除了开头所列举的一些缺点，保证使尽可能所有的静脉侧分支都凝结，它也使周围组织里的损伤静脉凝结，此时使由于无意间的切割所造成的对周围组织的影响保持较小，它保证了在一个工序里进行切割和凝结，而且它具有有一种简单安全的结构形式。

按照本发明的实施方案是使探头至少沿着其长度的一个部分设计成电极。

这种结构的优点是：由于电极在空间上分开，因而短路的危险特别小。用这种按本发明的静脉支剥除器也可以实现一种血液干枯的剥除通道，因此就并不迫切需要应用止血绷带了。另外也基本避免了周围组织的创伤。因而其它优点是：用这按本发明的静脉支剥除器的手术可以全年进行，而且不仅在冬季进行。

在本发明的改进方案中，在凝结和切割装置的设在端面孔处的范围上布置了至少一个凝结和切割装置的电极中的一个。这样就可以确保围绕孔的所有方向上都凝结。

按照本发明的另一种实施形式规定了：至少一个电极设计成环状的。通过这种环状结构可以确保通过电极将孔围住。

按照本发明的另一种实施形式可以规定：至少有一个电极设计成螺旋状的。通过这螺旋状结构可以用一个电极多重围住这孔。

在本发明的另一种设计方案中，至少有一个电极是中断的。通过

这种中断可以使另外的电极移动导向，从而使电极可以布置在一个平面里。

在本发明的另一种设计方案中，至少一个电极具有扇形的指。通过这种扇形的指就可以大大加大进行凝结和切割的部位，因而大大改善了所有静脉侧分支的凝结安全性。

在本发明的改进形式中，探头的一端可以借助于一个布置在凝结和切割装置上的保持装置或者借助于一个终端或者类似件与凝结和切割装置相连接。通过与探头的连接，按本发明的静脉支剥除器可以类似于一个通常用的静脉支剥除器地应用，因而减少了操作失误的危险。

按照本发明的另一种实施形式，探头与凝结和切割装置固定起来。通过探头与凝结和切割装置的固定基本就可以排除错误操作。

按照本发明的另外一种设计方案，凝结和切割装置具有一种移动装置，尤其是一个杆柄或类似件，而且探头设计成导向探头。通过这种移动装置就可以使凝结和切割装置在探头上运动，其中探头并不一起运动，而且只用作导向。因而可以使静脉首先切割掉并使静脉侧分支凝结止血，然后将静脉取出。因而就不需要使凝结和切割装置容纳静脉，从而使凝结和切割装置的外形尺寸保持较小。

在本发明的改进方案中，凝结和切割装置具有一个驱动装置，其中它可以自动地沿着探头运动，通过这驱动装置就不需要移动装置，因而可以方便地实现围绕一个弯曲探头的运动。

在本发明的另一种方案中，凝结和切割装置至少有一个另外的电极，尤其是至少有三个另外的电极。通过这些另外的电极可以加大进行切割和/或凝结的部位。因而提高了使所有静脉侧分支凝结的可靠性。

按照本发明的另外一种实施形式，至少有一个另外的电极布置在凝结和切割装置的壁面上。将至少一个另外的电极装在凝结和切割装置的壁面上就加大了在割断一个静脉侧分支之后的凝结部位并因而提高了使所有静脉侧分支都凝结的可靠性。

在本发明的改进结构形式中，这些电极与各自相邻的电极以不同的间距布置。通过选择不同的间距就可以在两个电极之间实现不同的活性区。

按照本发明的另外一种设计方案,至少有一个电极与一个电阻或者类似物相连接。通过与一个电阻或类似物的连接就可以实现不同的活性区。

在本发明的另外一种技术方案中,凝结和切割装置具有一个沿着一个纵轴线指向的基体并使至少两个电极中的两个装在基体的第一个端面上。电极可以固定在基体上。由于将电极装在第一个端面上这就保证了:静脉侧分支总是在它们被撕下来之前就到达电极的活性区里了。

按照本发明的另外一种实施形式,凝结和切割装置具有两个基本上设计成环状的电极,其中环状电极的对称轴线基本上相互平行布置,而且这些由环状电极各自张开的表面在对称轴线的轴向方向上看的时候基本上相互重迭。通过这种实施形式确保了凝结和切割装置的结构比较简单,其中不需要将探头设计为电极。

在本发明的改进方案中,至少有另外一个电极设计成环状的,其对称轴线基本上平行于另外两个环形电极的对称轴线,其中由至少一个另外的环形电极所张开的表面和由另外两个环形电极所张开的表面在对称轴线的轴向方向上观察时基本上是重迭的。由于应用了至少三个环形电极,因而可以改善所有静脉侧分支的凝结的可靠性。

按照本发明的另一种设计方案,环形电极的对称轴线基本平行于基体的纵轴线。通过这种结构可以实现电极的旋转对称作用,因而由于无意中的转动凝结和切割装置并不会改变其作用。

按照本发明的另外一种实施形式,这些环形电极位于同一个基本垂直于基体纵轴线的平面里。通过这种结构形式尤其可以改进凝结和切割装置的切割效果,因此只需要有一个很小的拉力用于凝结和切割。

在本发明的另一种设计方案中,基体围出一个基本为圆柱形的空间。因而其优点在于:凝结和切割装置可以紧贴在静脉周围。此外这基体的第二个端面可以贴靠在一个常用的静脉支剥除器的一个终端上并因此用此终端在静脉上拉伸,其中静脉侧分支由凝结和切割装置而断开。

在本发明的改进结构中,基体具有至少一个沿基体纵轴方向上的连板。这就允许使这些通过拉伸而在基体部位处成拱形隆起的静脉能

够充分地伸长，而不会使基体堵塞，因此凝结和切割装置可以设计成具有一个很小的长度。

按照本发明另一种设计方案，基体在其第二个端面处有一个保持装置用于安放和固定探头的端部。因此不需要自身的静脉支剥除器终端。此外这种设计的优点是：排除了凝结和切割装置在错误方向上使用的可能性，从而降低了误操作的危险。按照本发明的另一种实施形式，基体在其第二端面上有保持装置用于容纳和固定探头的端部。由于在第二个端面上设计了保持装置就可以减小凝结和切割装置的结构长度。

在本发明的另一个设计方案中，保持装置可以在探头端部和基体之间实现一种形状配合的连接。由于形状配合连接就确保了使这连接不会在无意中被松开。

在本发明的改进实施形式中，保持装置包括有一个布置在基体侧壁里的用于安放探头的槽以及用一个用于安放探头端部的凹坑，其中凹坑在其对着基体第一个端面的面上有一个使之变窄的连板。这种结构形式可以在探头和基体之间实现简单和可靠的连接。

按照本发明的另一种实施形式，凹坑在其对着基体第一个端面的面上有一个加长段。通过这种加长就可以改善连接的持久性。

在本发明的另一种设计方案中可以规定：用于连接电极与一个供电源的电线在基体和第二个端面中央从基体里引出。由于这种结构使凝结和切割装置可以借助于电线无颠覆力矩而实现运动。

按照本发明的另一种设计方案，保持装置具有两个触点，它们与电极导电连接，而且用于连接电极与一个电源的电线在探头内穿过并与位于探头端部的另外的触点相连接，其中在将探头安放并固定在保持装置里时就通过这些触点和其它的触点在环形电极和电源之间实现导电连接。因此不一定要有自身的电缆用于连接电极与电源，因为这种连接由探头实现了。

在本发明的改进方案中，在凝结和切割装置上设有一个引流软管。这样就可以在一个工序里将引流软管随着剥除而装入在剥除通道里。

因此在本发明的改进结构里，在凝结和切割装置的位于孔对面的面上布置了一个引流软管紧固装置。当应用按本发明的静脉支剥除器

于两段静脉时可以将剥除通道里位于第一段静脉之后的引流软管切断并将另外一根引流软管重新紧固在凝结和切割装置上。

按照本发明的另外一种实施形式，设有一个纵向切槽装置。通过这纵向切槽装置可以使按本发明的静脉支剥除器围绕着静脉移动导向，其中静脉只是在剥脱之后才从剥除通道里去除。因而其优点是：在剥脱时静脉可以保留在伸开的状态位置上。

按照本发明的另一种设计方案，纵向切槽装置包括有一个用于单极切割的切槽电极，用于双极切割的一个切槽电极或者一个机械切割刃。通过这三种实施形式中的每一种就可以确保静脉在纵向方向上可靠地切开。

在本发明的其它实施形式中，纵向切槽装置与凝结和切割装置相连接，而且必要时使切槽电极与上述电线或者另一根电线相连接。这样就可以使纵向切槽装置的制造比较简单。

按照本发明的另外一种设计方案，纵向切槽装置可以用探头，尤其是用探头的一个槽或者类似结构定位住。用这种结构形式就可以保证在纵向方向上对静脉可靠地切出槽。

在本发明的另外一种设计方案中，纵向切槽装置可以固定在保持装置里并且具有另外一个保持装置用于安放和固定探头的端部。这种设计可以使凝结和切割装置及纵向切槽装置成模块式结构。

在本发明的其它实施形式中，在至少一个电极的部位内至少有一个排出可电离气体，尤其是氩气的排气孔。由于可电离气体在电极之前就已进行凝结了，其中减小了结痂或类似物粘结在一个电极上并在静脉支剥除器运动时使之撕裂的危险。可电离气体经输气管输入。

因此按照本发明的另外一种实施形式，至少有一个排气孔与一个气体接头在基体的第二个端面上连接。此时输气管和电线可以平行布置，必要时设在同一个软管里。

在本发明的另外一种设计方案中，至少设有一个抽吸孔。借助此抽吸孔就可抽吸凝结时所产生的烟雾并通过抽吸管排出。

因而在本发明的改进形式中，在保持装置里设有至少一个抽吸孔。通过这种结构可以使抽吸孔的结构设计与凝结和切割装置无关，其中就可以确保良好的抽吸。

在本发明的另一种设计方案中，至少一个抽吸孔与一个抽吸接头

在基体的第二个端面上连接。因而这些电线、抽吸管，一定条件下还有输气管都可以平行布设，必要时可以布置在一个共同的软管里。

在本发明的改进形式中，在电极部位布置了一个环状的超声波谐振器。超声波谐振器可以设计成切割装置，而电极可以设计成凝结装置，因而使切割过程和凝结过程分开并且可以简单地相互独立地进行调定和调整。

附图说明

按照示出了特别优选的实施例的一些附图以下对本发明进行详细描述。所示为：

图 1a 在结缔组织里具有侧分支的一个静脉的截面图；

图 1b 按图 1a 所示的露出的静脉截面图，带有穿过的探头和终端以及把手；

图 1c 剥除时具有向上隆起的按图 1a 所示静脉的截面图；

图 2a 在结缔组织里具有卷套上的电极和静脉的截面图；

图 2b 电极相对于静脉的一个布置图；

图 3a 电极在两个不同平面里的布置侧视图；

图 3b 电极在两个不同平面里的另一种布置的侧面图；

图 3c 电极在同一平面里的布置侧视图；

图 3d 电极的另外一种可能的布置俯视图；

图 4a 一种按本发明的静脉支剥除器的凝结和切割装置的侧视图；

图 4b 一种按本发明的静脉支剥除器俯视图，其中这凝结和切割装置具有一个圆角形的基体；

图 4c 一种按本发明的静脉支剥除器侧面图，其中凝结和切割装置具有两个连板；

图 4d 一种按本发明的静脉支剥除器侧面图，其中凝结和切割装置具有两个连板和一个保持装置；

图 4e 图 4d 所示凝结和切割装置的保持装置以及探头的剖视图；

图 4f 一种按本发明的静脉支剥除器剖视图，其中凝结和切割装置具有一个带有触点的保持装置，而且在探头里引有电线，还有一个装有触点的把手；

图 4g 一种按本发明的静脉支剥除器，其中凝结和切割装置具有一个移动装置；

图 4h 一种按本发明的静脉支剥除器，其中凝结和切割装置具有一个驱动装置；

图 4i 一种按本发明的静脉支剥除器，其中凝结和切割装置具有一个移动装置，而且探头设计成电极；

图 4j 一种按本发明的静脉支剥除器，其中探头设计成电极；

图 4k 一种按本发明的静脉支剥除器，其中凝结和切割装置具有一个驱动装置，而探头设计成电极；

图 5a 按本发明的静脉支剥除器的另外一种凝结和切割装置的局部剖视图；

图 5b 按图 5a 所示凝结和切割装置的俯视图；

图 5c 按图 5a 所示凝结和切割装置的俯视图；

图 5d 按图 5a 所示凝结和切割装置的前视图；

图 5e 具有一个纵向切槽装置的凝结和切割装置的另一种实施形式的侧向剖视图；

图 5f 具有一个纵向切槽装置和另外一个保持装置的凝结和切割装置的另外一种实施形式的侧向剖视图；

图 6a 具有逐段中断的一种按本发明设计的电极；

图 6b 另一种按本发明设计的电极，它设计成螺旋形；

图 6c 另一种按本发明设计的电极，它设计成扇状的；

图 7 一种按本发明的具有排气孔的静脉支剥除器的另一种实施形式的斜视图；

图 8 一种按本发明的具有抽吸孔的静脉支剥除器的另一种实施形式的斜视图；

图 9a 一种按本发明的具有排气孔和抽吸孔的静脉支剥除器的另一种实施形式的斜视图；

图 9b 按图 9a 所示静脉支剥除器的一个侧视图；

图 9c 按图 9a 所示静脉支剥除器的一个俯视图；

图 9d 沿着图 9b 中 AA 线的剖视图；

图 9e 沿图 9c 中 BB 线的剖视图；

图 10 一种按本发明的具有一个超声谐振器和抽吸孔的静脉支剥除器的另一种实施形式的斜视图。

具体实施方式

本发明涉及到电动外科或者高频外科方面的技术，并且尤其涉及到借助于高频的流过组织的电流对生物原材料或者组织实现凝结或者切割。在低频电流时对于生物材料的作用是电解作用和法拉第效应。但是这两种作用在电动外科里都是不想要的，因为它一方面可能导致电解损伤，而另一方面则可能导致无意中的肌肉萎缩。因此在电动外科中就只使用频率大于约 300 kHz 的高频电流。在这种频率时在组织中就不进行离子移动，而且也不再出现肌肉萎缩。可以用热效应来实现对组织的加热。这可以利用来凝结或者切割组织。

在凝结时将组织加热到大约 100℃，细胞内和细胞外的液体就蒸发。因而组织就收缩，但其中细胞膜却保持完好正常。这样就可以很有效地止血。在切割时将组织突然加热到大致 100℃以上的温度，因而细胞膜就爆破式地扯破。这就可以保证在组织中进行精确的切割。

由用于与高频电源相连接的电极的构成基本得出了两种电动外科的技术。在单极技术中一种大面积的所谓中性电极装在病人身体上。电极的尺寸大小使得在这部位里只出现较小的电流密度，因此只产生较小的或者可以忽略的加热。在作成尖形的活性电极部位里进行加热并在此部位里在组织中产生很大的电流密度。在双极技术中有两个电极相互并列靠得很近并尽可能集成装于一个装置里。电流只流入这两个电极之间的狭窄限定的组织部分。

按本发明的静脉支剥除器涉及到用于凝结或切割有机材料的双极技术。

在血管疾病或静脉疾病中经常需要去除一个静脉 100 的某一段 102（图 1a - 1c）。

为此在限定这个段 102 的上部的，也就是靠近心脏的部位 103 处和下部的，也就是远离心脏的部位 104 处切入结缔组织 105，将静脉 100 切断，并使得要除去的段 102 的静脉 100 露出来。

下一步将一个静脉支剥除器的探头 110 装入要去除掉的静脉 100 的那段 102 里。

在探头 110 上在下面部位 103 处装了一个终端 111，它阻止了静

脉 100 与探头 110 的滑脱。接着借助于一个装在探头 110 上端部的把手 112 使探头 110 连同要去除的静脉段 102 穿过结缔组织 105，并在上面部位 103 里在由箭头 113 所表示的拉伸方向上拉出来。

如图 1c 所示，在位于终端 111 之前的部位 114 里静脉 100 引起一种隆起或者在静脉壁里形成强烈的折皱。这种方法的缺点是：汇入静脉 100 里的静脉侧分支 101 在这过程中都被撕下来了。这就造成明显出血并且在所治疗的身体部位进行相应的包扎和固定时造成了要在医院里停留较长时间。

按本发明的静脉支剥除器就可以排除这种缺点。其实现的方法是使静脉侧分支 101 并不与静脉 100 一起从结缔组织 105 里拔出来或者说在拉出静脉段 102 时不将其撕下，而是事先用所介绍的仪器装置使之封闭住并与静脉 100 分离开。

这通过上面所述的在静脉侧分支 101 汇入静脉 100 的部位里对静脉侧分支 101 进行的电动外科的凝结或者切割来实现。为此按本发明的静脉支剥除器包括有一个凝结和切割装置 1，按照本发明的静脉支剥除器的第一种实施形式它设计成具有至少两个电极 3, 4, 5，这些电极基本上可以是环状的。按照本发明的静脉支剥除器的另一种实施形式探头 110 设计成电极 3, 4, 5，而凝结和切割装置 1 则设计成具有至少一个电极 3, 4, 5，其中按本发明的静脉支剥除器又至少具有两个电极 3, 4, 5。

由于电极 3, 4, 5 为环状结构这些电极就可以套卷在静脉 100 上。

这产生了一种一般为环状的，包括了静脉 100 的部位—以下称为活性部位 6，在此部位里可以凝结或者切割包围住静脉 100 的生物材料。因此可以使静脉侧分支 101 在其汇入静脉 100 的部位里与静脉 100 分开（图 2）。这时一方面可以直接切断静脉侧分支 101。另一方面也可以使静脉侧分支 101 实现凝结。这样就使这些静脉侧分支封闭住并在凝结位置上在随后将所要去掉的静脉 100 的段 102 拉出来时清洁地分开，而不会引起显著的出血。

电极 3, 4, 5 的最佳半径取决于生理学的给定条件。它们由静脉 100 的直径来确定。另一方面电极 3, 4, 5 的直径应尽可能的小，以便使周围的结缔组织 105 尽可能较少受到损伤。从这意义来说环形结构的电极 3, 4, 5 在剥除静脉时是特别有利的，这是因为此处电极 3, 4, 5 可以

特别近地贴靠在静脉 100 上。但是也可以考虑是另外结构形式的电极 3, 4, 5, 例如具有矩形平面图的封闭环带等。这些电极 3, 4, 5 按照本发明也视为基本为环形的电极 3, 4, 5。

为使这些基本上为环状的电极 3, 4, 5 套卷到静脉 100 上这些电极的布置应保证使电极 3, 4, 5 的对称轴线 3', 4', 5' 基本上平行于静脉 100 的中心线 100' (图 2b)。电极 3, 4, 5 的对称轴线 3', 4', 5' 因而也基本上相互平行。另外由这些电极 3, 4, 5 分别张开的表面, 如果在对称轴线 3', 4', 5' 的轴向方向上来考察它们的话, 那么它们是相互重迭的。这种重迭可以是完全的或者也可以只是局部的重迭。这取决于各个电极 3, 4, 5 的结构形式。

这当然也适用于不能确定精确的对称轴线 3', 4', 5' 的电极 3, 4, 5, 例如它们具有隆起或者类似的。

但是这些基本上为环形的电极 3, 4, 5 总是大体上按照图 2b 简明表示的方式进行布置。

电极 3, 4, 5 的准确布置影响到活性部位 6 的也就是作用到组织上的热效应最大的那个部位的位置和伸长。活性部位 6 由那个在这些电极 3, 4, 5 之间电流密度最大的部位勾画出来。

活性部位 6 的形状和构造当然也取决于其它的因素, 尤其取决于所应用的电流和电压的大小。因此通过选择初始电压就可以调定不同方法的凝结, 如软凝结, 强烈凝结和扩散凝结。

图 3a 至 3d 表示了电极 3, 4, 5 的一些可能的优选布置方式, 以及由这种布置所得出的活性区 6。

活性区 6 此处都用虚线表示。它们是三维的基本为环形的活性区 6 的侧面和用平面 6' 所表示的图形平面之间的相交线。但是这通过环形电极 3, 4, 5 所限定的活性区 6 总是一个从三维来说大致环形的区域。通常这活性区 6 被定义为环形曲面, 具有圆形的或者也可以是椭圆的或矩形的平面轮廓。

图 3a 表示了一个布置方式, 其中两个电极 3, 4 位于两个不同的平面里, 这些平面相互隔开间距并且基本是平行的。这就得到一个用于双极的凝结或切割的活性区 6, 它如图所示位于两个电极 3, 4 之间。用这种布置方式当两个电极 3, 4 在拉伸方向 113 上运动时首先就通过电极 4 抓住了一个静脉侧分支 101。只是在继续拉伸时才在活性

区 6 里使侧分支 101 弯曲并在这里凝结或切割。

在这种情况下适宜的是设有一个自身的保护套 115, 该保护套阻止了静脉 100 本身被切断。

图 3b 表示了一种具有两个不同直径的电极 3, 4, 5 的布置方式, 这些电极又是布置在两个有一定间隔的平面里。简图所示的活性区 6 则已经在之前, 也就是在比较小地拉伸时, 就造成静脉侧分支的切割或凝结。这里也可以设有一个保护套 115。

在图 3c 草图所示的布置方式中这两个电极 3, 4 位于同一个平面里。因而所得到的活性区 6 并不是主要布置在由内电极 4 和外电极 3 所构成的边缘上。因而静脉 100 本身不在活性区 6 内。当在拉伸方向 113 上运动时在与其中一个电极 3, 4 接触之前以及主要是在接触时就将静脉侧分支 101 切断了。这就使以前那种切割更容易, 因为活性区就在拉伸方向上。此处不需要用保护套 115, 但可以通过支承这两个电极 3, 4 来保证使内电极 4 也并不是太近地靠近静脉 100。

当然电极 3, 4, 5 也可以有其它的布置方式。例如图 3d 表示了一种布置方式, 其中这活性区 6 限制在这两个电极 3, 4 相互靠得最近的部位上。这例如对于常选择的仪器装置是有利的, 对于这些装置来说外科医生就可以通过旋转凝结和切割装置 1 来准确确定凝结的位置。在其它的布置方式中除了两个电极 3, 4 之外还可以设有另外一个电极 5, 因而就可以改变, 尤其是加大凝结范围。

在所介绍的凝结和切割装置 1 里电极 3, 4, 5 可以由一个长的基体 2 支承住。

图 4a 至 4k 表示了按本发明的静脉支剥除器的有利的实施形式。为此可以将电极 3, 4, 5 布置在基体 2 的第一个端面 2a 上, 从而使电极 3, 4, 5 的对称轴线 3', 4' 基本上平行于基体 2 的纵轴线 2'。由于这种布置方式就保证了: 当基体 2 以所示的方式或者在拉伸方向 113 上沿着静脉 100 或者其中心线 100' 移动时, 电极 3, 4, 5 就以上面所述的方式 (尤其见图 3a - 3d) 指向静脉 100 的对面。

图 4a 概略所示的基体 2 设计成一个具有把手 7 的连板的形式。电极 3, 4, 5 在所示的实施形式中, 类似于图 3c 所示的布置方式; 位于同一个基本上垂直于基体 2 的纵轴线 2' 的平面里。但是也可以用按照图 3a, 3b, 3d 或类似的所表示的电极 3, 4, 5 的布置方式。

电极 3, 4, 5 通过电线 3a, 4a 与电源 37 相连, 例如图 4f 所示那样。

图 4b 概略表示的基体 2 具有一种大致圆筒形状。在基体 2 的第一个端面 2a 上布置了环形的电极 3, 4, 5, 它们又通过电线 3a, 4a 与电源 37 相连接。此处电极 3, 4, 5 的对称轴线 3', 4' 也基本平行于基体 2 的纵轴线 2'。

由于这种圆筒形状就可以将凝结和切割装置 1 套卷在静脉 100 上。图 4b 所示基体 2 的圆筒形状还可以使凝结和切割装置 1 能够沿着静脉 100 导向移动。

同时这基体 2 在其第二个端面 2b 上的结构应使其能够套装在一个静脉支剥除器的一种常用的终端 111 上。

在剥除静脉时因此可以在把按本发明的凝结和切割装置 1 套卷到静脉 100 所要去除的段 102 在部位 103 处的露出端上之后 (见图 1b) 并在将探头 110 穿入静脉 100 里之后按已知的方式将一个终端 111 装在探头 110 上并将静脉在拉伸方向 113 上拉出来。

但是在此过程中, 与已知的方法不同, 在所有的静脉侧分支 101 以上面所述的缺点能够撕断之前就通过按本发明的凝结和切割装置 1 将它们切断或者说凝结住。

在所描述的实施例中尤其有利的是可以应用具有常用的静脉支剥除器的凝结和切割装置 1 这样的情况。图 4c 表示了另外一种实施形式, 其中基体 2 只是借助于两个连板 20a, 20b 和端面环 21a, 21b 而构成。更为适合的是这些电线 3a, 4a 在连板 20a, 20b 上穿过。当然也可以是只有一个连板 20a 的结构形式。

由于基体 2 的这种形状就可以使通过这基体 2 张开的基本是圆筒形的套与图 3b 所示的结构形式不同几乎完全是可以渗透过的。

这在剥除静脉时尤其与再上面所述的在静脉壁里形成折皱相结合那是有利的。将静脉 100 从结缔组织 105 里拉出会在终端 111 之前的部位 114 里有规则地造成静脉 100 的隆起。图 4c 所示的实施形式就可以使静脉 100 充分地并且在由基体 2 所围住的圆柱空间上扩展开。与具有一个封闭圆筒的实施形式相比这种结构形式允许设置有短得多的基体 2, 而静脉 100 的隆起并不会使基体 2 堵塞住。

此处也可以应用常见的静脉支剥除器。

当然也可以采用中间形式, 其结构形式介于图 4b 和图 4c 所示的

之间。例如可以在基体 2 的圆柱形外表面里只是设有一些较大的空隙。这样凝结和切割装置 1 就可以对长度和刚度进行优化。将凝结和切割装置 1 应用于静脉剥除的必要的先决条件只是:部位 114 里静脉 100 的隆起不是布置在拉伸方向 113 上,在电极 3,4,5 之前面。在这种情况下静脉侧分支 101 就不再能够可靠地被凝结或切割了。

如图 4d 所示,在基体 2 的第二个端面 2b 上装有一个保持装置 8。该装置用于安放和固定探头 110 的端部 110a。因此在这种方案中终端 111 就集成在基体 2 里了。这就简化了这些操作,这是因为不再需要装上自身的终端 111 了。在将探头 110 穿过露出的静脉 110 之后只要把按本发明的凝结和切割装置 1 套卷到静脉 100 上并将探头 110 的端部 110a 固定在基体 2 上或者说保持装置 8 上。

保持装置 8 为此最好设计得类似于常用静脉支剥除器的已知的终端 111。它尤其具有一个槽 8a,探头 110 则可以插入通过这槽,还有一个凹坑 8b 用于安放探头 110 的端部 110a,再有一个连板 8c,它阻止了端部 110a 的滑转(图 4e)。

简图所示实施形式使剥除静脉时的操作更简单,尤其可以阻止这基体 2 沿错误的方向上被套卷到静脉 100 上。

在图 4f 所示的实施形式中电极 3,4,5 与电源 37 通过探头 110 而实现连接。因而不需要或者在剥除静脉之前穿过静脉 100 的自有电缆,或者在把静脉 100 拨出结缔组织 105 时必须一起拉出的自有电缆。

为此可以规定:使保持装置 8 具有两个触点 9a,9b,它们与电极 3,4,5 导电连接。此外设有一个专门的探头 110',在这探头里焊入了二根导线 3a 和 4a。探头 110'在其端部 110a'同样有两个触点 10a,10b。在把探头 110'穿过静脉 100 之后这凝结和切割装置 1 就如同在图 4d 所示实施形式中类似的方式与探头 110'的端部 110a'相连接。但现在是在触点 9a,9b 和 10a,10b 之间实现接通,这样就使电极 3,4,5 通过探头 110'与电源 37 相连接。

探头 110'在两端 110a'和 110b'最好都设有电极 10a,10b,还有一个自身的把手 112',它以类似的方式建立了与导电体 3a,4a 的电气连接。在此情况下把手 112'同样也具有与通至电源 37 的导线相连接的电极。在该实施例中静脉剥除就特别简单。在将探头 110'穿过静脉

100 之后并在将凝结和切割装置 1 和与电源相连接的把手 112' 套装在探头 110' 的两端 110a' 和 110b' 上之后电极 3, 4, 5 就通过把手 112' 和探头 110' 与电源 37 相连接。因此可以将静脉 100 拉出来, 其中所有的静脉侧分支 101 都很可靠地通过电极 3, 4, 5 而切断了。

按图 4g 所示的按本发明的静脉支剥除器对应于图 4a 所示的剥除器, 其中探头 110 在剥除静脉之前就装入在静脉 100 里用于对凝结和切割装置 1 的导向。这样就可以阻止将静脉 100 切断, 从而按本发明的静脉支剥除器按图 4g 所示也包括了一个探头。凝结和切割装置 1 的导向通过导向环 2d 来确保, 这样就保证了使凝结和切割装置 1 围绕着静脉而导向移动。

图 4h 表示了一种按本发明的静脉支剥除器, 它具有一个驱动装置 22。该装置尤其可以包括有轮子或类似件。由于驱动装置 22, 凝结和切割装置 1 可以沿着探头 110 而运动并因此将静脉 100 与结缔组织 105 和静脉侧分支 101 分开。在这种实施形式中就不需要附加的推移和/或拉伸装置了。

按图 4g 和 4h 所示的按本发明的静脉支剥除器具有以下优点: 可以将静脉 100 在一个工序里就与结缔组织 105 和静脉侧分支 101 分开, 并且只是在第二个工序里才将静脉 100 去掉。因而不需要使这凝结和切割装置 1 具有用于放置已剥除的静脉 100 的地方, 这是因为这静脉留在身体内没有改变, 这样对于按本发明的静脉支剥除器来说就可以实现小的结构形式。

在按图 4i 至 4k 所示的按本发明的静脉支剥除器 1 里探头 110" 都设计成电极 4。因而在凝结和切割装置 1 上的一个电极 3 就足以实现切割和凝结作用。由于在凝结和切割装置 1 上的电极 3 设计成基本为环状, 因而就确保了在所有方向上都可以进行切割和凝结。为了改善凝结和切割装置 1 的性能也可以在按图 4i 至图 4k 所示的实施形式中设置其它电极 5。

在探头 110, 110', 110" 在剥除时与凝结和切割装置 1 一起运动的实施形式中, 探头 110, 110', 110" 也可与凝结和切割装置 1 连结成一体。

业已表明, 在静脉支剥除器操作期间大多必须多次拉回一小段。这可以通过在与电极 3, 4, 5 相连接和导线 3a, 4a 或者在一根包围住这

些导线的电缆上进行拉伸来实现, 如果导线 3a, 4a 或者电缆在基体 2 的第二个端面 2b 上伸出去的话。如果电缆偏心地紧固在基体 2 上, 那么可能造成凝结和切割装置 1 在通道里产生倾斜。因此在图 5a 至 5d 概略所示的另外一种有利的实施形式中导线 3a, 4a 从中心离开这基体 2 的第二个端面 2b。

图 5a 到 5d 概略表示的凝结和切割装置 1 在基体 2 的第一个端面 2a 的部位里具有多个其它的电极 5, 它们基本上用电极 3, 4 盖住。它们的对称轴线 5' 尤其是基本平行于其它电极 3, 4 的对称轴线 3', 4'。同时在对称轴线 3', 4', 5' 的轴向方向上观察时这些由电极 3, 4, 5 张开的面基本上相互重迭。

如由附图可见, 其它电极 5 可以设在基体 2 的外壁面 2c 上或者也可以在内壁面上。当然也可以直接在基体 2 的第一个端面 2a 上设置另外的电极。

由于应用了多个电极 3, 4, 5 就形成了其它的活性区 6, 在这些活性区时可以附带地使切断的静脉侧分支 101 凝结。这对于止血是尤其有利的, 这是因为通过对静脉分支的已经切断的敞开端再次进行凝结可能实现最好止血。当静脉分支很粗, 或者很细或很脆时这往往是必要的, 因为在这些情况下否则的话还可能出现个别的出血现象。如果凝结和切断装置 1 在基体 2 的侧面 2c 上设有附带的电极 5, 那么就使成问题的静脉侧分支 101 的端部自动地多次凝结, 这样就能实现完全的止血。附加的环状电极 5 可以通过自身的导线而规定在某个电位上或者与另外的电极 3, 4, 5 相连。第一种情况就可以分别地调定所有活性区 6 的电位差; 而在后一种情况时则可以更有利地通过两根导线 3a, 4a 向所有电极 3, 4, 5 供电。图 5a 至 5d 概略表示的凝结和切割装置 1 的电极 3, 4, 5 都是通过导线 3a, 4a 相连接并交替地具有导线 3a 和导线 4a 的极性。在各个电极 3, 4, 5 之间的不同的电位差也可以通过电极 3, 4, 5 之间不同的间距和/或通过将至少一个电极 3, 4, 5 与一个阻抗或类似件相连接来实现。除了欧姆电阻之外尤其是电抗作为这些阻抗。

基体 2 借助于一个单独的宽连板 20a 而作成, 因而有足够的位置用于静脉壁生成折皱。

在第二个端面 2b 部位里基体 2 具有一个布置在侧壁 2c 里的槽 8a

以及一个凹坑 8b, 其中这凹坑 8b 在其对着基体 2 第一个端面 2b 的面上通过一个连板 8c 而变窄了。这用作为保持装置 8, 它用于安放和固定探头 110 的端部 110a。在所示的保持装置 8 中, 这凹坑 8b 在其对着基体 2 的第一个端面 2b 的面上有一个加长板 8d, 这种保持装置就可以在基体 2 和探头 110 的头状端部 110a 之间实现一种简单的形状闭合的连接。在把探头 110 或者它的端部 110a 装入槽 8a 或凹坑 8b 的部位里之后可以将探头的端头 110a 通过在拉伸方向 113 上退回而固定在加长段 8d 里。

由于在侧壁 2c 里设有保持装置 8, 导线 3a, 4a 可以从第二个端面 2b 中央离开。因而可以使凝结和切割装置 1 以简单的方式在静脉通道里的导线 3a, 4a 和探头 110 上来回拉动。

尤其对于导线 3a, 4a 布置在探头 110' 之内的情况, 就可以将一个附加的引流软管 36 固定在第二个端面 26 上, 如图 4f 所示。这种引流软管或雷度软管 (Redonschlauch) 36 装入在剥除通道里用于通常对静脉 100 进到提取之后, 以便容纳附加的组织液体。具有露着的雷度软管 36 的一种凝结和切割装置 1 的结构形式一方面使这软管 36 更容易装入, 这是由于软管 36 随着静脉 100 的去除自动地被放入在静脉通道里。另一方面对于导线 3a, 4a 布置在探头 110' 内部以及基体不再能拉回到导线 3a, 4a 上的情况来说, 按本发明的静脉支剥除器则在静脉通道里的雷度或引流软管上来回拉动。引流软管 36 的固定可以按不同类型例如通过焊接或者夹紧而实现。但更有利的是在基体 2 上设置一个自身的保持装置 35, 借助于此就可以将软管 36 固定住。这就可能在一条腿上进行手术, 在第一个静脉通道里保留下第一根雷度软管 36, 将另外一根软管 36 与保持装置 35 固定在基体 2 上并在第二条腿上重复手术。在按本发明的静脉支剥除器的第二种实施形式中导线 3a, 4a 可以布置在雷度软管 36 之内。

图 5e 表示了具有一个纵切槽装置 25 的凝结和切割装置 1 的另外一种实施形式的侧面剖视图。这种装置在按图 5a 至 5d 所示实施形式外又包括有纵向切割装置 25。

用这种纵向切槽装置 25 使静脉 100 在剥除时在纵向方向上开槽, 其中静脉 100 的开槽部位可以布置在凝结和切割装置 1 的第二个端面 26 周围。因而就可以将凝结和切割装置 1 连同探头 110, 110',

110"拉过剥除通道，其中静脉 100 留在剥除通道里并在另一个工序里才从剥除通道里除去。在除去静脉 100 时可以将雷度软管装入在剥除通道里。对于这种方法来说不需要使这按本发明的静脉支剥除器能够接纳静脉 100 的已剥除的部位，因而可以使按本发明的静脉支剥除器的结构形式较小。

静脉 100 的纵向开槽可以借助于机械刀刃或借助于一种切槽电极来进行，其中用切槽电极就可以进行双极的或单极的切割。在一种切槽电极的双极结构形式中可以应用另外一种电极 5 作为配对电极。在一种单极的切槽电极中用于静脉的切割和凝结的以及纵向切槽的必须有的电线都可以相互独立地调定。

在图 5e 所示的实施形式中纵向切槽装置 25 与凝结和切割装置 1 相连接。因而就可以将切割电极与其中一根导线 3a, 4a 相连接。尤其在一种单极切槽电极时设置一个自身的导线业已证实是有利的。

若纵向切槽装置 25 既与凝结和切割装置 1 相连，也与探头 110, 110', 110"相连，那就尤其确保了静脉 100 的纵向切槽。为此可以规定：该探头 110, 110', 110"具有一个槽或类似结构，纵向切槽装置 25 就可以定位固定在其中。

按照本发明的静脉支剥除器的另外一种实施形式，如图 5f 所示，纵向切槽装置 25 可以借助于一个突出物 38a 而固定在保持装置 8 里，而且具有另一个保持装置 38 用于放置和固定探头 110, 110', 110"的端部 110a, 110a', 110a"。在这种实施形式中纵向切槽装置 25 装入在凝结和装置 1 的探头 110, 110', 110"和保持装置 8 之间，这样就形成一种模块式结构。同样这种结构形式的纵向切槽装置 25 可以与凝结和切割装置 1 连接成整体。

在所示的实施形式中根据电极 3, 4, 5 的布置而得出：活性区 6 基本位于基体 2 的整个圆周上。这种特性也可以用许多其它的电极形式来达到。

例如电极 3, 4, 5 可以具有局部中断，如图 6a 草图所示。这另外就可以螺旋状加长电极 3, 4, 5。图 6b 表示了一种凝结和切割装置 1，其中有两个电极 3, 4, 5 螺旋形地在基体 2 的一个较长部位上加长了。因而就获得了一个较大的活性区 6。

在图 6c 所示的实施形式中，电极 3, 4, 5 具有扇形的指 10。这样

也就可以加大这活性区 6。

除了剥除静脉 100 之外按本发明的静脉支剥除器也用来剥除其它的软管状和/或管状的组织另件或类似件。例如可以用按本发明的静脉支剥除器来剥除食道的一个部分。

图 7 所示的按本发明的静脉支剥除器具有一种可电离气体用的排气孔 30，其中可电离的气体尤其可以规定使用氩气。排气孔 30 最好布置在按本发明的静脉支剥除器的整个圆周周围，其中可以设有许多排气孔 30 或者一个基本为环状的排气孔。将具有同一极性的电极 3, 4, 5 设计成具有排气孔 30，其中相邻于具有排气孔 30 的电极 3, 4, 5 布置了其它极性的电极 3, 4, 5，这已证实是有利的。

在一种按本发明的静脉支剥除器里不使用可电离的气体则可能使一个侧分支的凝结痂皮粘贴在电极 3, 4, 5 上并且由于静脉支剥除器的运动而使这痂皮破裂，而且这侧分支又重新开始流血。由于静脉支剥除器多次拉过即使不使用可电离气体也能够使侧分板实现全部凝结。

在应用可电离气体时这气体从排气孔 30 流出并通过具有排气孔 30 的电极 3, 4, 5 而形成一个气垫。若气垫接触到具有另一种极性的一个电极 3, 4, 5，那么气体就电离并导通，其中气体被加热并成等离子状。这接触气垫的组织被这气垫凝结，其中组织与其中一个电极 3, 4, 5 并不产生直接的接触，并且因此在电极 3, 4, 5 上可以不粘贴痂皮。

为了确保：通过等离子状的电离气体的加热，而且不是直接在电极 3, 4, 5 上进行凝结，可以使具有排气孔 30 的电极 3, 4, 5 相对于相邻的电极 3, 4, 5 复原，因而通过具有排气孔 30 的电极 3, 4, 5 而形成由等离子气体组成的气垫。这种气垫尤其可以成环形，它使得凝结得以实现并同时阻止了待凝结的组织与电极 3, 4, 5 的直接接触。

若气垫只是对一个电极 3, 4, 5 具有直接的接触，那么也可以间接地通过组织实现与具有另一种极性的一个电极 3, 4, 5 相接触。此时气体在具有排气孔 30 的电极 3, 4, 5 和身体组织之间产生电离，其中又使气体加热并成为等离子状，这样就使组织凝结了。若气体压力很小，相邻电极的边缘受到了污染和/或在电极 3, 4, 5 的表面上出现很多体液，那么特别可能出现这种情况。

若电极 3, 4, 5 只是微小地复原，那就可以确保：若气体中断时这

待凝结的组织就直接与电极 3, 4, 5 接触, 而且如在一种按本发明的静脉支剥除器中那样没有用可电离气体的支持就进行凝结。

按图 8 所示的按本发明的静脉支剥除器在保持装置 8 的部位处有两个抽吸孔 40, 用这些孔就可以抽吸凝结时产生的烟气。在另外的实施形式中也可以设置另外一数量的抽吸孔 40。抽吸孔 40 在保持装置 8 部位里的布置的优点是: 电极 3, 4, 5 可以与抽吸孔 40 的结构无关地进行设计。通过抽吸孔 40 就可以直接抽吸所产生的烟气。

抽吸孔 40 也可以布置在连板 20a 里。

在图 9a 至 9e 中表示了按本发明的静脉支剥除器的另一种实施形式, 这种剥除器具有排气孔 30 和抽吸孔 40。

由图 9d 和 9e 所视剖面可见: 一个电极 3, 4, 5 具有一个管状部位 11。管状部位具有大的接触面, 因而在管状部位 11 和组织之间就改善了导电连接。

此外由图 9d 和 9e 可见: 排气孔 30 用一个气管路 31 与一个气体接头 32 相连。气体接头 32 可以布置在基体 2 的第二个端面 2b 上。然后气体管可以平行于导线 3a, 4a 布置或与这些导线相连。

抽吸孔 40 用抽吸孔 41 与一个抽吸接头 42 相连, 这个抽吸接头最好同样也布置在基体 2 的第二个端面 2b 上。那么抽吸管可以平行于导线 3a, 4a 布置或者与之相连接。导线 3a, 4a, 输气管和抽吸管也都可以布置在同一个软管或类似物里。

在图 10 所示的按本发明的静脉支剥除器的实施形式中在电极 3, 4, 5 的部位里布置了一个环状的超声谐振器, 它设计成切割装置。电极 3, 4, 5 就构成了凝结装置。在这种设计方案中切割过程和凝结过程是有区别地实现的, 因而也可以按简单的方式对这两个过程进行单独的调节。

在按图 7 至 10 所示的实施形式中也可以设置一个纵向切槽装置 25。此外在所有的实施形式中都可以设置有超声谐振器 50 和/或抽吸孔 40 和/或排气孔 30。

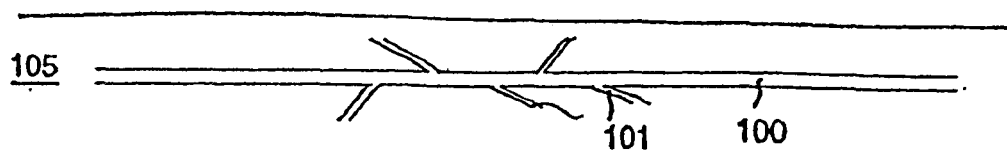


图 1A

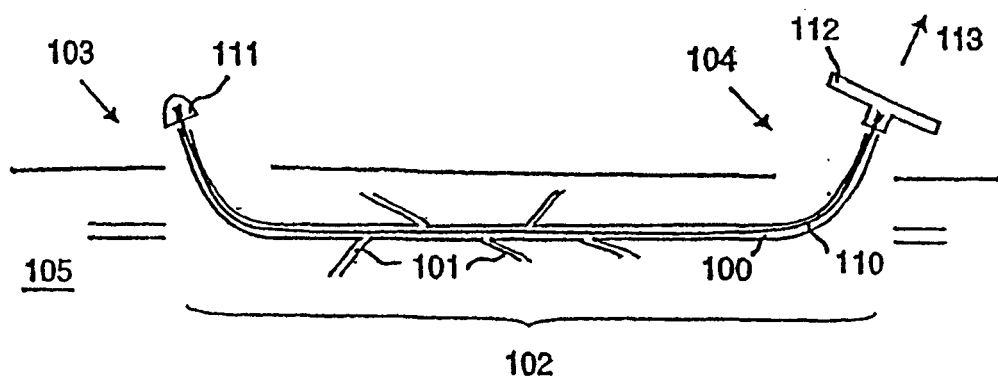


图 1B

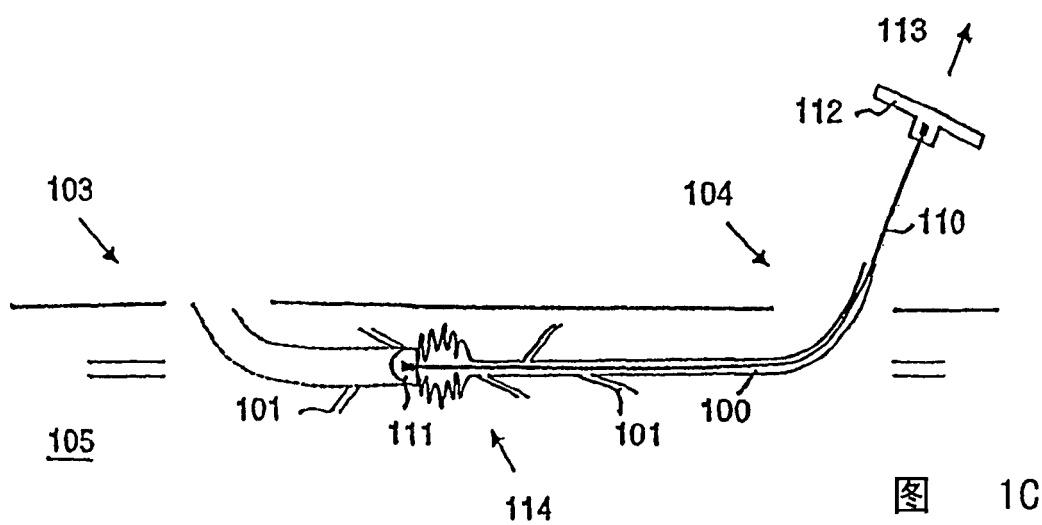


图 1C

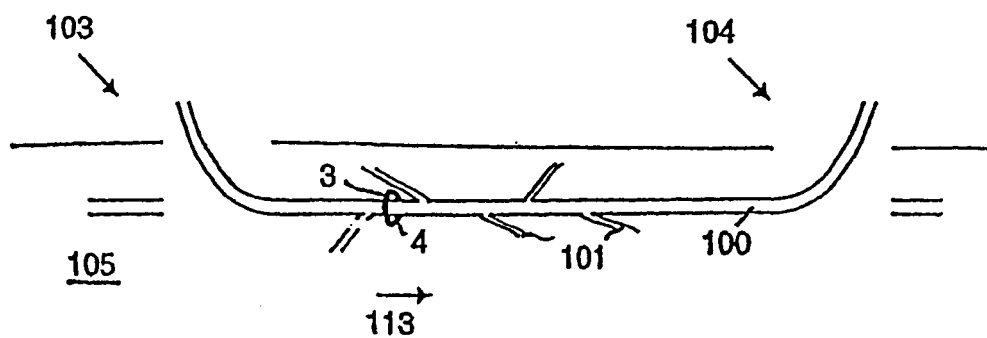


图 2A

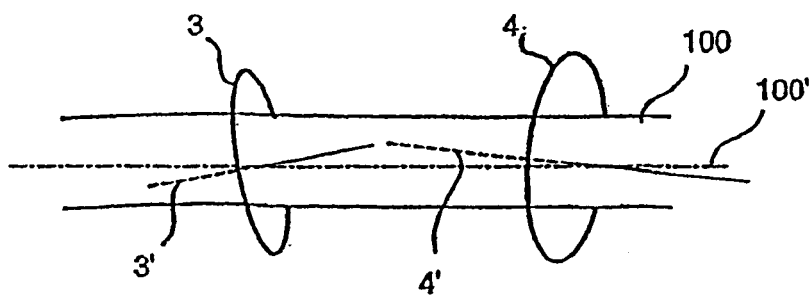


图 2B

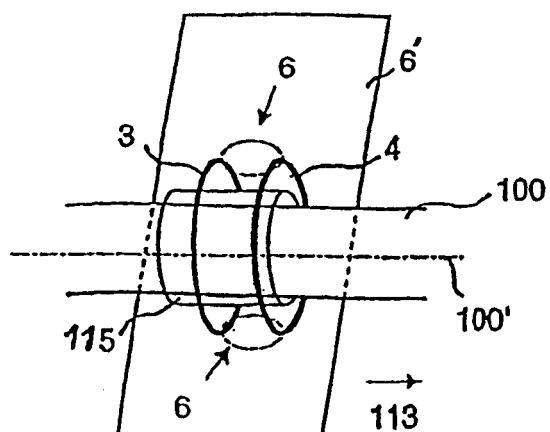


图 3A

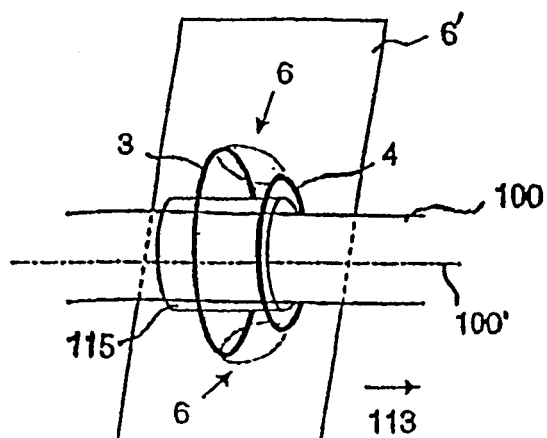


图 3B

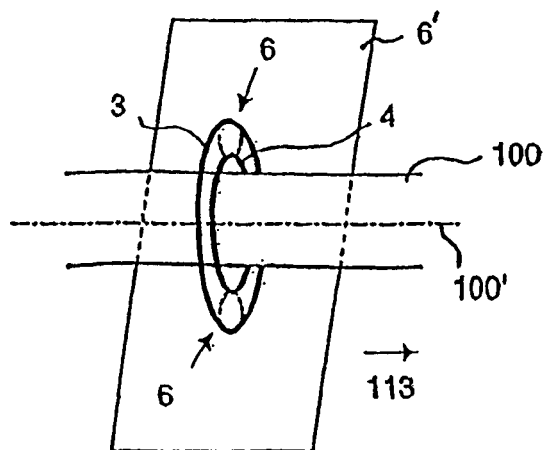


图 3C

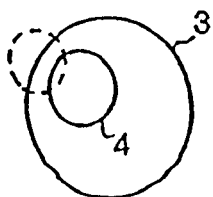


图 3D

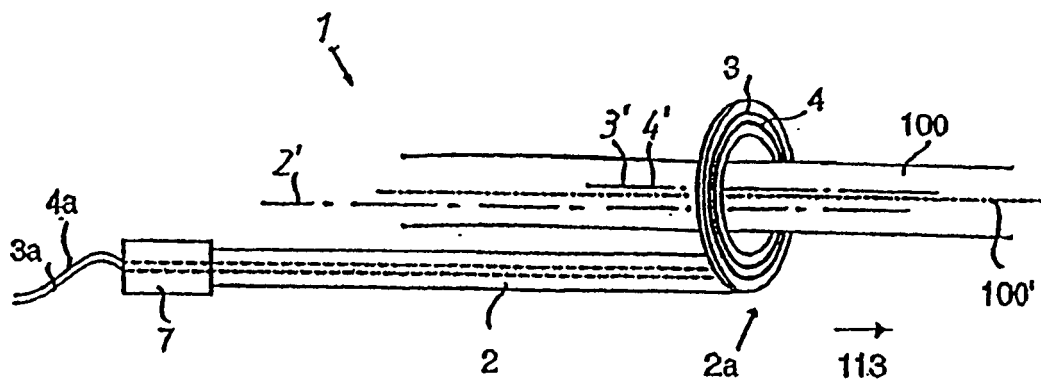


图 4A

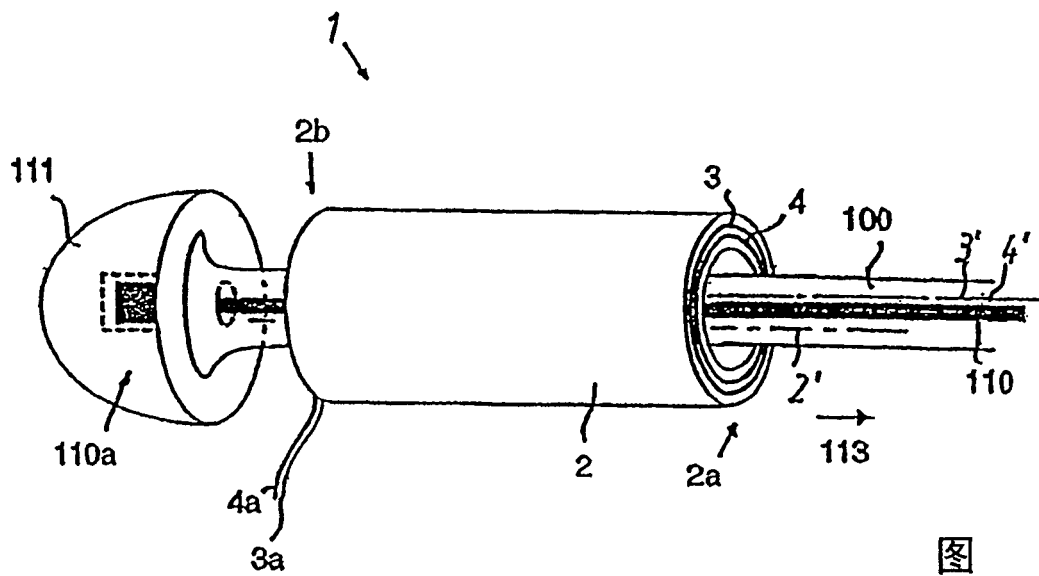


图 4B

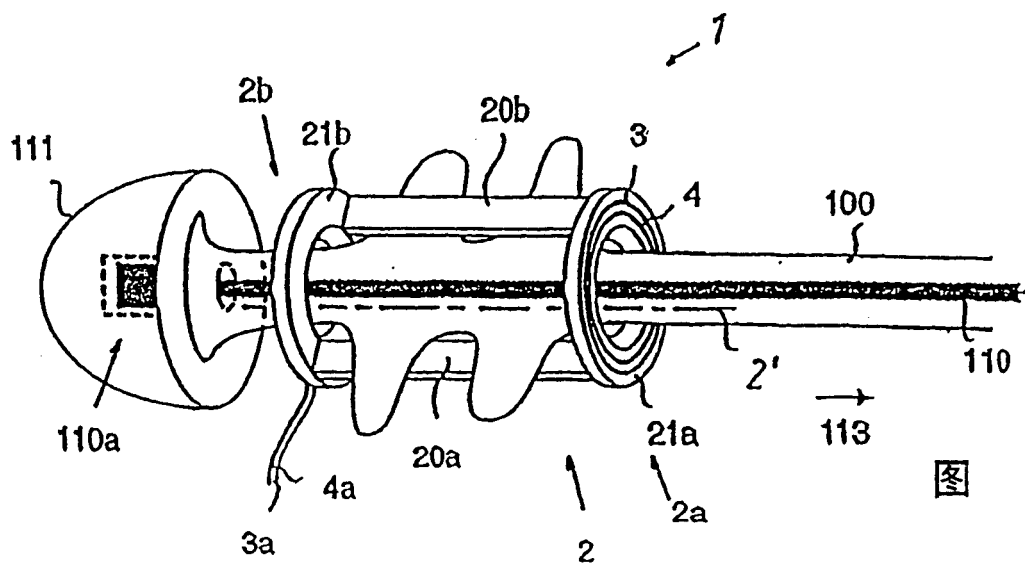


图 4C

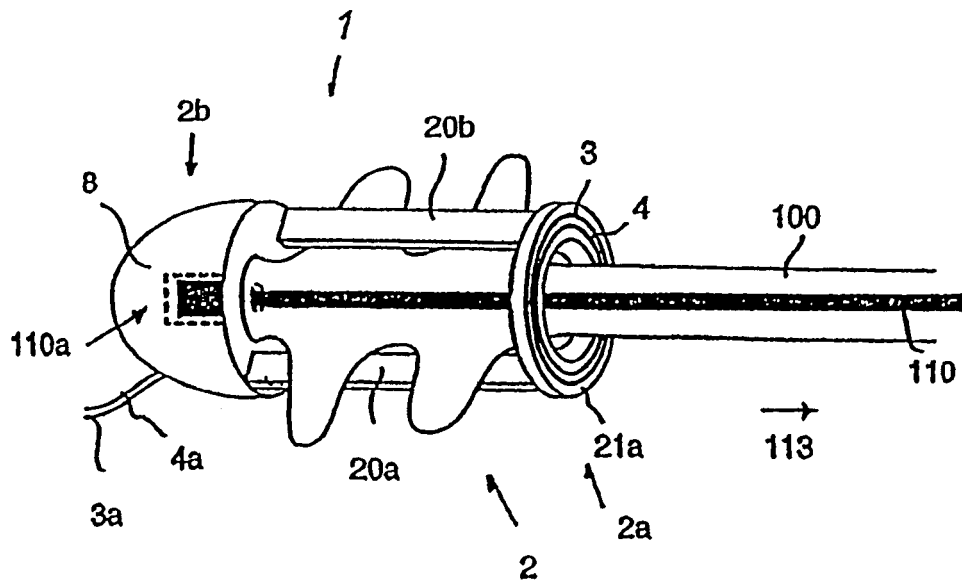


图 4D

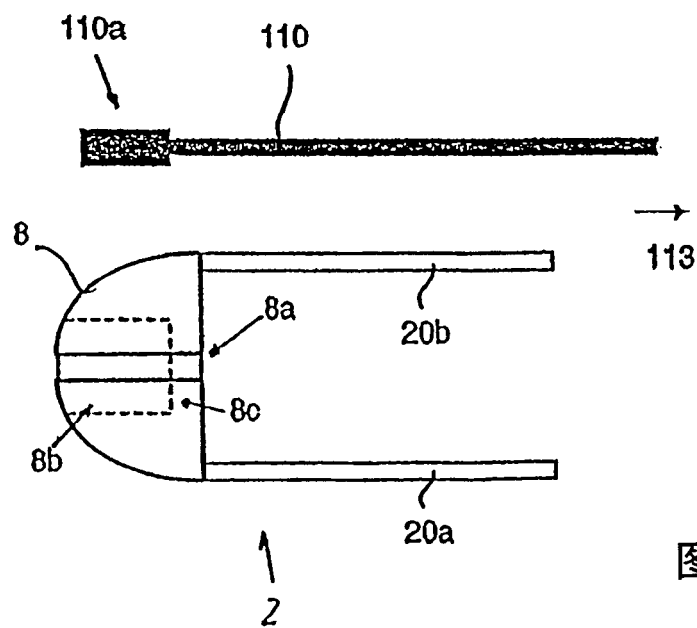


图 4E

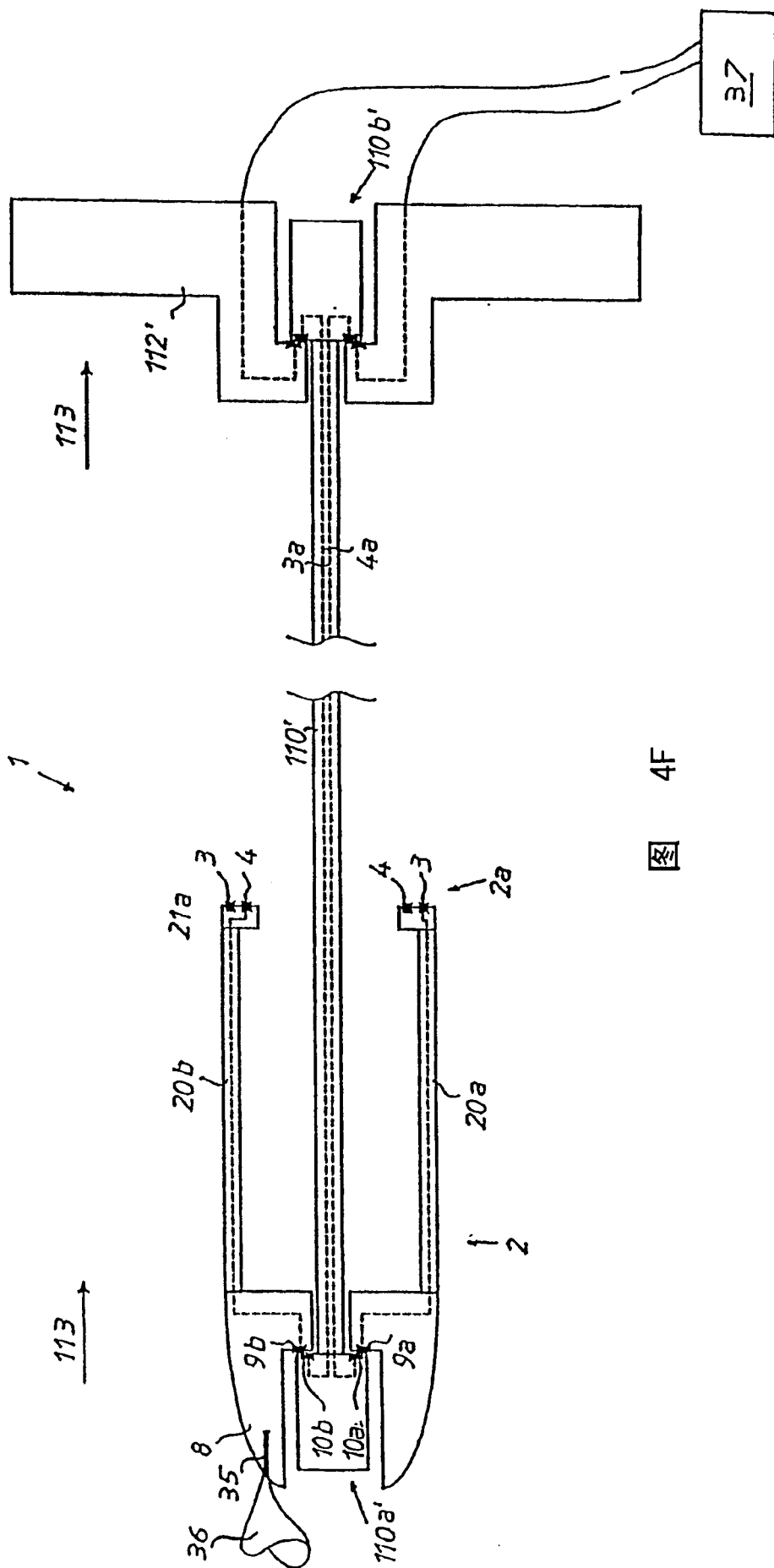


图 4F

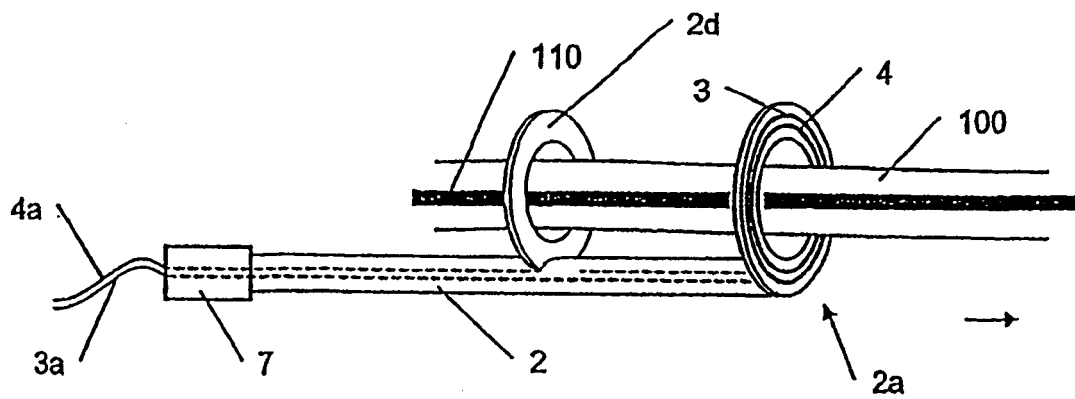


图 4G

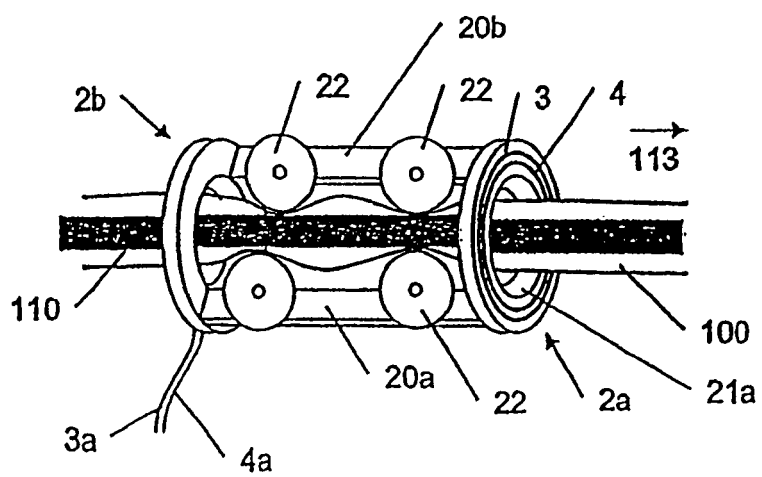


图 4H

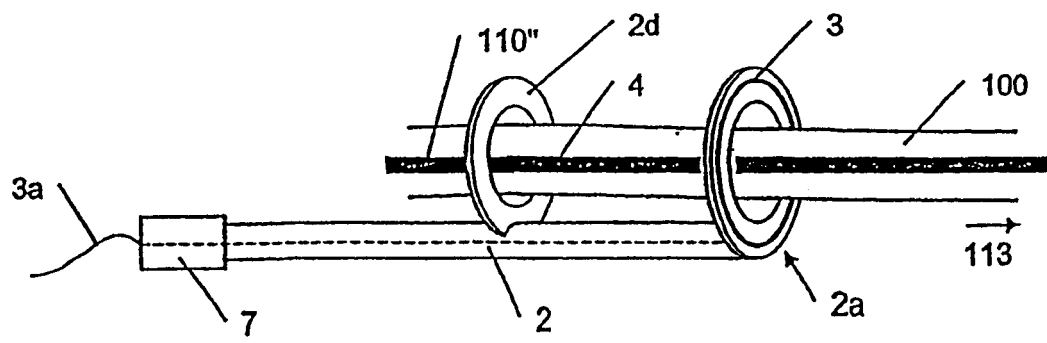


图 4I

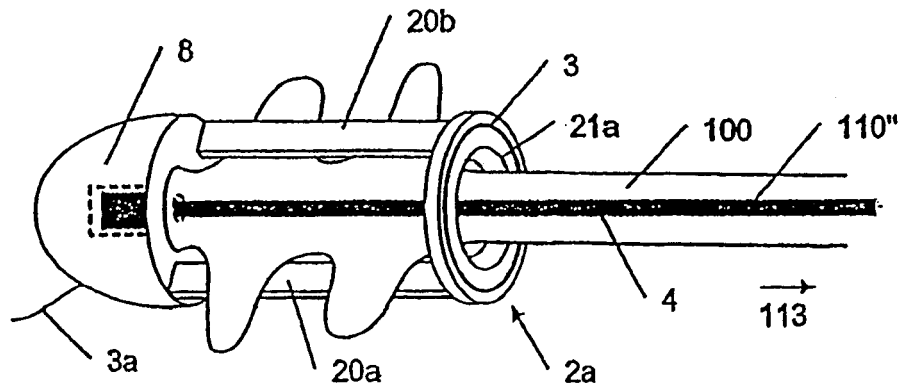


图 4J

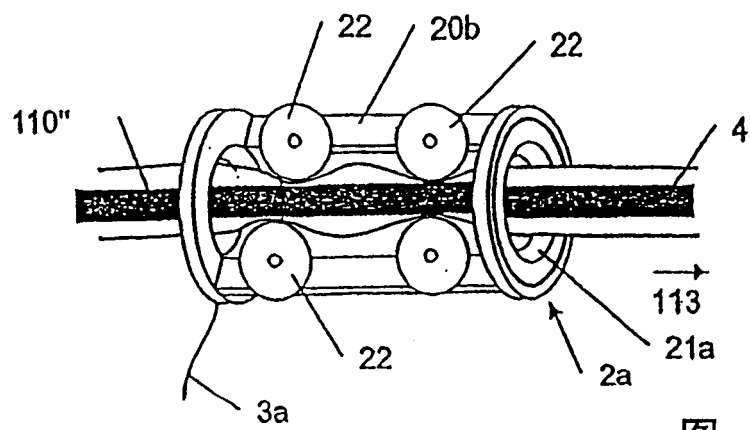


图 4K

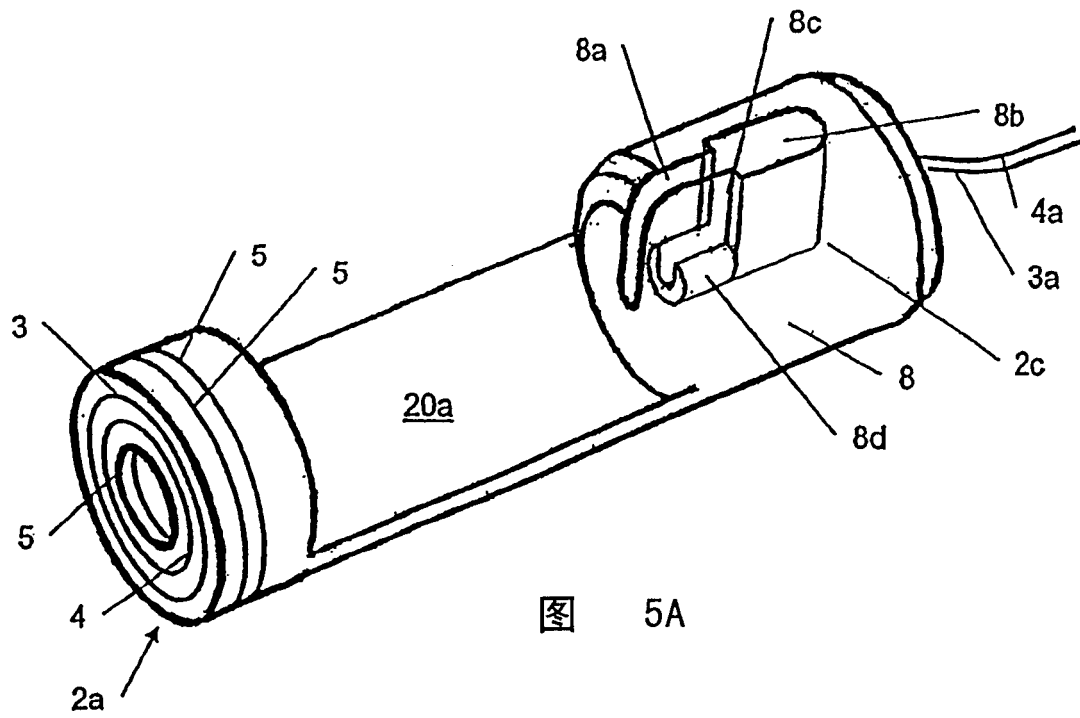


图 5A

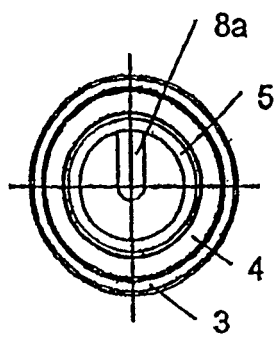


图 5D

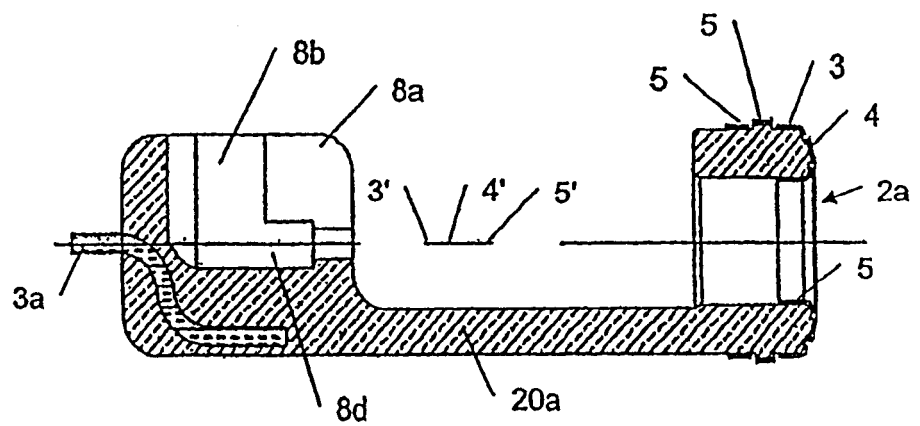


图 5B

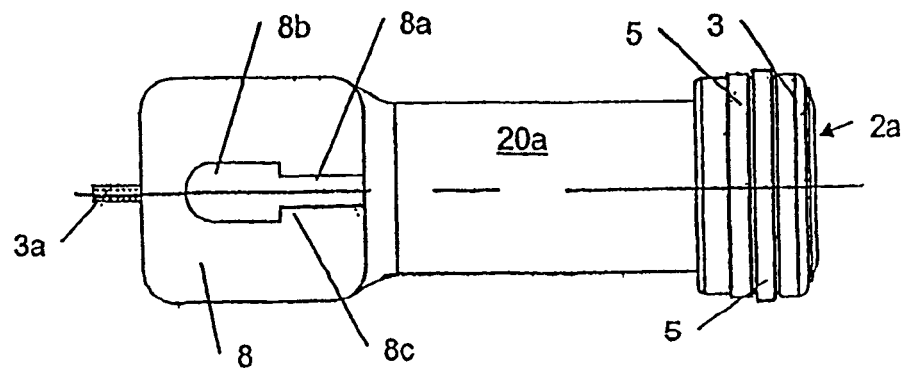
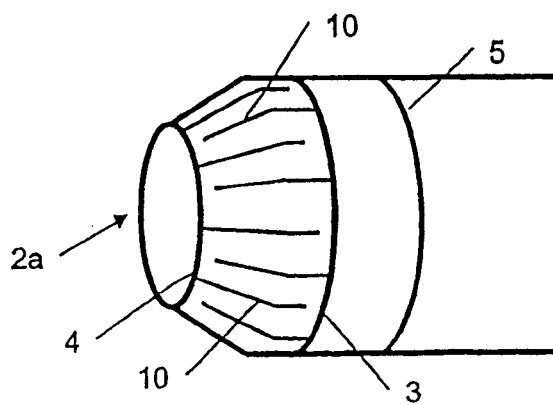
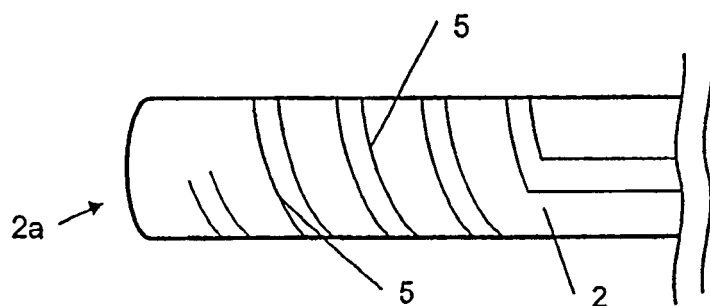
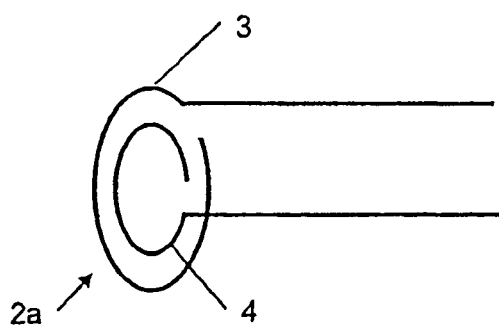
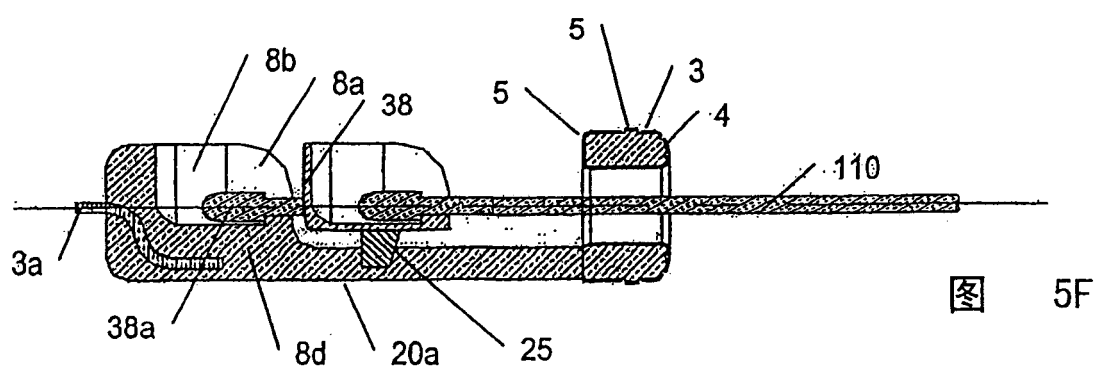
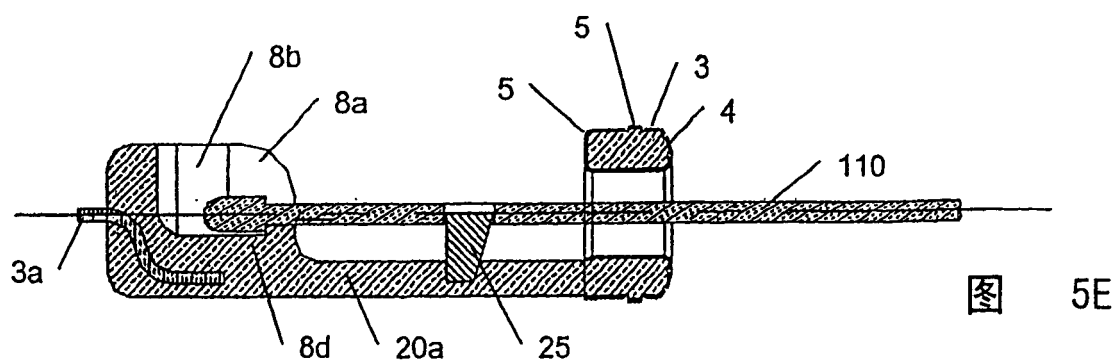


图 5C



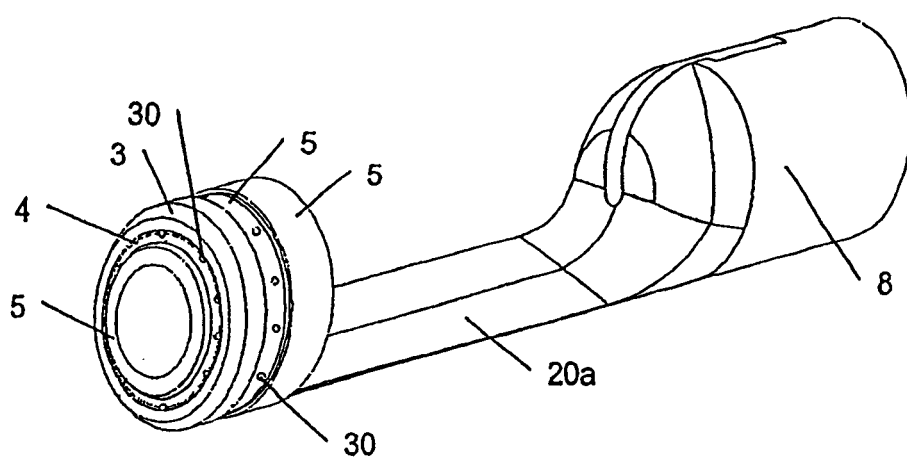


图 7

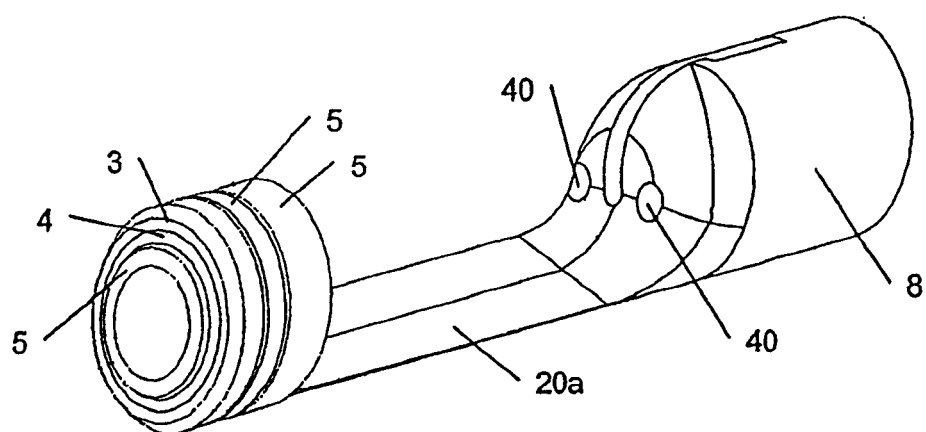


图 8

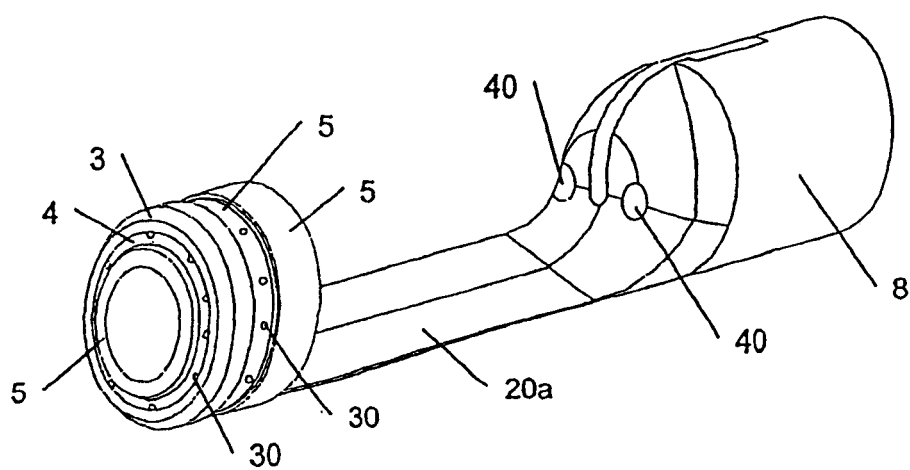


图 9A

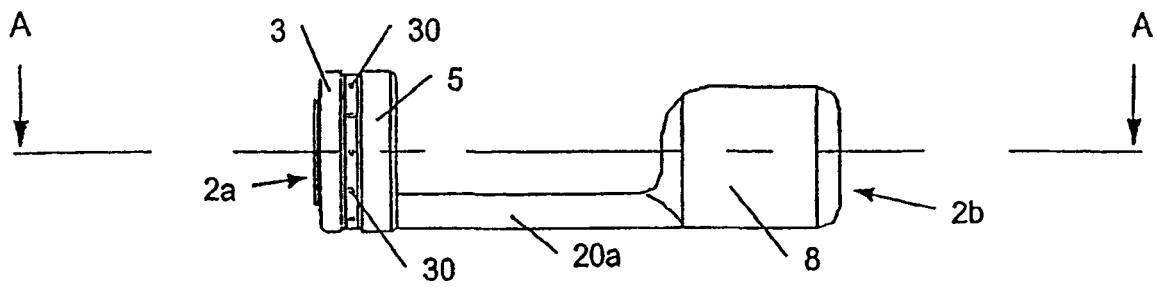


图 9B

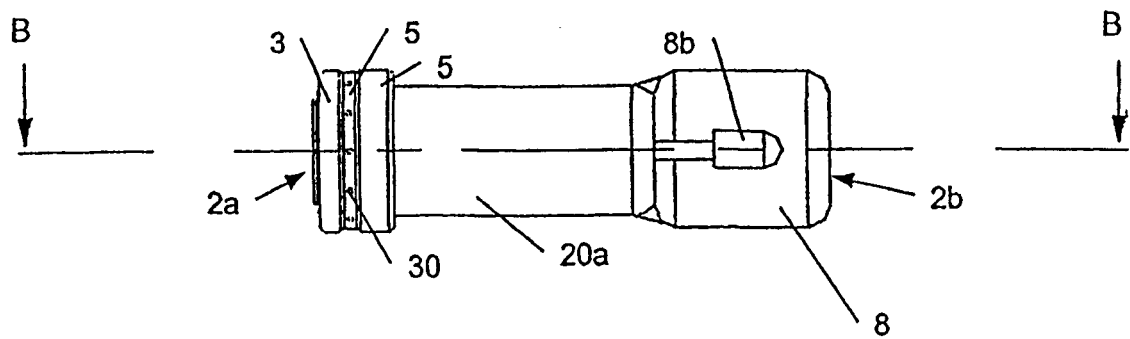


图 9C

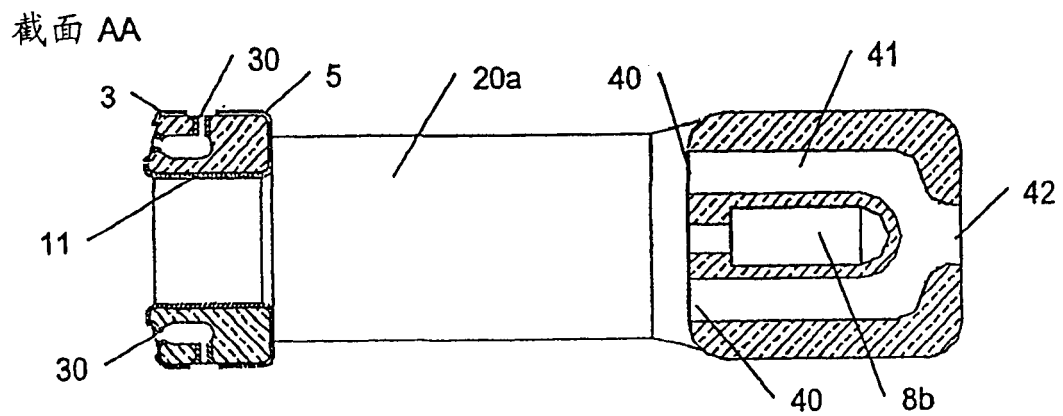


图 9D

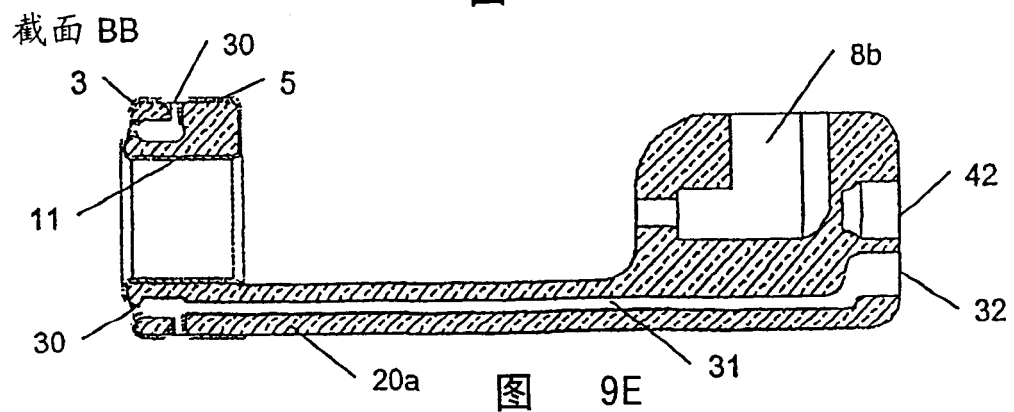


图 9E

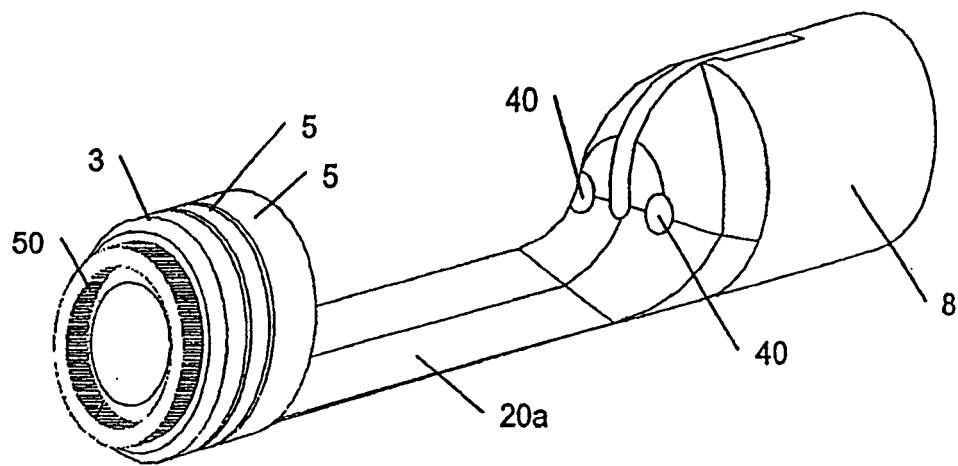


图 10

专利名称(译)	外科用电动静脉支剥除器		
公开(公告)号	CN1287748C	公开(公告)日	2006-12-06
申请号	CN02811393.4	申请日	2002-06-05
[标]发明人	M雷滕巴赫 P格罗尔 J弗兰克		
发明人	M· 雷滕巴赫 P· 格罗尔 J· 弗兰克		
IPC分类号	A61B18/14 A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1492 A61B2018/00404 A61B2018/00589 A61B2018/00601 A61B2018/126 A61B2018/1407		
代理人(译)	苏娟 赵辛		
优先权	2002000790 2002-05-23 AT 2002000259 2002-02-20 AT 2001000874 2001-06-05 AT		
其他公开文献	CN1512854A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种静脉支剥除器，它具有一个探头和一个凝结和切割装置，其中凝结和切割装置至少有两个电极和端面孔，探头就可以穿过这孔移动，其中在这围绕端面孔的范围里布置有至少两个至少相邻的两个电极(3，4，5)。

