

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61M 25/00 (2006.01)

A61M 27/00 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 01818194.5

[45] 授权公告日 2007 年 2 月 14 日

[11] 授权公告号 CN 1299780C

[22] 申请日 2001.10.26 [21] 申请号 01818194.5

[30] 优先权

[32] 2000.10.30 [33] NO [31] 20005469

[86] 国际申请 PCT/SE2001/002362 2001.10.26

[87] 国际公布 WO2002/036193 英 2002.5.10

[85] 进入国家阶段日期 2003.4.29

[73] 专利权人 泰克诺沃比斯股份公司

地址 瑞典马尔默

[72] 发明人 佩尔·E·尼尔松

[56] 参考文献

CN1081622A 1994.2.9

CN2149917Y 1993.12.22

CN2291897Y 1998.9.23

US3769982A 1973.11.6

US3738365A 1973.6.12

US3894541A 1975.7.15

审查员 高虹

[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 张金熹

权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 7 页

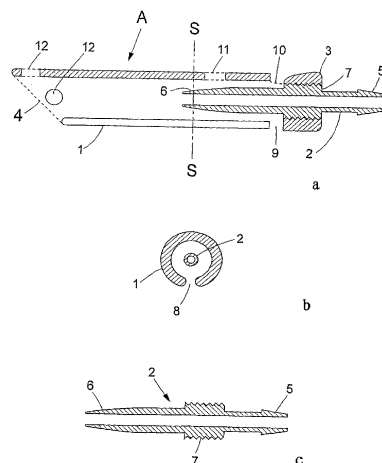
[54] 发明名称

用来进行生理引流的系统

[57] 摘要

本发明涉及一种装置(A)，该装置可以用来形成新通道从而把流体从引导流体的导管引导到血管中，而不会在该装置(A)或者导管和血管内的血液流之间产生接触。该装置(A)包括：基本上是管形的外部部分(1)，该外部部分(1)具有第一端部(3)和第二端部(4)；及基本上是管形的内部部分(2)，它具有第一端部(5)和第二端部(6)。这些管形部分沿着基本上是平行的轴线进行接合，并且在外部部分(1)的第一端部(3)的附近和在管形内部部分(2)的中间部分(7)处相互连接起来。管形外部部分(1)从第二端部(4)开始沿着它的部分长度上具有纵向狭槽，从而允许部分血管进入。管形内部部分(2)的第一端部(5)布置成连接到导管上，并且管形内部部分(2)的第二端部(6)整个地或者局部地被管形外部部分(1)所包围。本发明还涉及使用这种

装置来把引导 CSF 的导管连接到人的较深颈部静脉中，并且还涉及有利于施加这种装置(A)的外科过程的敷贴器装置和支撑装置。



1. 一种装置(A)，该装置把流体从引导流体的导管引导到血管中，其特征在于，该装置与血管一起在血管的部分长度上形成了通道，该通道基本上平行于血管地进行延伸，并且装置(A)和引导流体的导管都不与血管内的血液流进行接触，所述装置(A)包括：基本上是管形的外部部分(1)，该外部部分(1)具有第一端部(3)和第二端部(4)；及基本上是管形的内部部分(2)，它具有第一端部(5)和第二端部(6)，所述外部部分与内部部分布置有基本上是平行的轴线，并且在外部分(1)的第一端部(3)处或者在该第一端部的附近和在内部部分(2)的中间部分(7)处相互接合起来，从外部部分(1)的第二端部(4)进行延伸的、沿着外部部分(1)的一部分长度设置有用来安放一部分血管的纵向狭槽(8)，内部部分(2)的第一端部(5)布置成连接到导管上，并且内部部分(2)的第二端部(6)整个地或者局部地被所述外部部分(1)所包围并且布置成通过静脉壁。

2. 如权利要求1所述的装置，其特征在于，纵向狭槽(8)具有这样的宽度，该宽度基本上与该装置用于其中的血管的血管壁的双倍厚度相等。

3. 如权利要求1或2所述的装置，其特征在于，外部部分(1)和内部部分(2)通过螺纹来接合。

4. 如权利要求1或2所述的装置，其特征在于，外部部分(1)和内部部分(2)通过锥形接触表面来接合。

5. 如权利要求1或2所述的装置，其特征在于，外部部分(1)和内部部分(2)形成一体。

6. 如权利要求1或2所述的装置，其特征在于，以这样的方式以一角度切割外部部分(1)的第二端部(4)，以致外部部分(1)具有纵向狭槽(8)的那侧最短。

7. 如权利要求1或2所述的装置，其特征在于，外部部分(1)在

第一端部(3)的附近设置有第一开口(9)和第二开口(10),其中第一开口(9)与纵向狭槽(8)接合并且垂直于槽(8),而第二开口(10)设置成沿直径方向基本上与第一开口(9)相对。

8. 如权利要求1或2所述的装置,其特征在于,外部部分(1)在它的第二端部(4)处设置有至少一个孔(12),从而把该装置缝到血管中。

9. 如权利要求1或2所述的装置,其特征在于,外部部分(1)设置有孔(11)用于加入粘接剂和/或用于暂时把装置固定到敷贴器装置中。

10. 如权利要求1或2所述的装置,其特征在于,该装置由与组织相容的固体材料形成。

11. 如权利要求10所述的装置,其特征在于,所述与组织相容的固体材料是聚醚醚酮。

12. 一种敷贴器,它把权利要求1-11任一所述的装置敷贴在血管中,其特征在于,敷贴器(20)包括: 框架部分(21),它被布置来保持输注针(24); 扎针(23),它通过锁紧部分(41)和管子(25)连接到敷贴器(20)上; 及引导粘接剂的管子(27),它连接到粘接剂注射器(26)上。

用来进行生理引流的系统

技术领域

本发明涉及一种装置，该装置以这样的方式应用到血管上，以致它与脉管一起产生了新通道。新通道基本上平行于脉管地进行延伸并且把流体从引导流体的导管中引导到血管中，而不会在该装置或者引导流体的导管和脉管中的血液流之间形成接触。本发明还包括：用来施加该装置的装置；和支撑装置，它在手术期间把脉管连接到敷用物上。在治疗（分流）脑积水时，这种装置具有特殊作用，在那里，希望形成一种通道从而把CSF（脑脊髓液）从引导流体的导管引导到较深的颈部静脉中，而不会在装置、导管或者任何外来物体和脉管中的血液流之间形成接触。

本发明还包括使用本发明把CSF引导导管连接到人的较深的颈部静脉中。

背景技术

在各个病人中，由于畸形或者后续出血或者感染的原因而阻止或者减少了CSF的自然再吸收。如果病人不能补偿这种失去的自然的再吸收，那么将产生脑积水（通过脑损坏来增大颅内压力）。为了避免这种情况，病人常常需要终身地把CSF引流到静脉系统或者腹腔中。

在分流脑积水时，当静脉系统内的流体浸剂持续较长时，那么就增大了这样的危险：导管的外来物质引起血栓症或者感染。血栓症导致使血液流动停止，并且感染导致需要拆去导管并且在安上新导管之前需要用抗生素来进行处理。通过下面方法来减少血栓症的问题：使引导流体的导管终止于心脏的右心房，在右心房那里，快速的血液流动减少了血栓症的危险，但是感染的危险仍然存在。

在50年代末期，当可以得到导管和压力调节阀的使用材料时，最通用的方法变成把CSF引流到心脏中。在引流到心脏中时，该导管从

皮肤下方的脑室系统通过防止回流的压力或者流动调节阀进行延伸，并且在皮肤下方进一步向下延伸到较深的颈部静脉和心脏的右心房中。在下面这样的地方进行了实验：导管已被连接到颈部静脉的较窄分支中，从而希望防止来自脑的流体在导管和血液之间形成接触。但是，这不能很好地起作用。

为了调节来自脑的血液流动和脑内的压力，因此颈部中的静脉是软的并且具有可变的容积，当导管终止于这种静脉的血液中时，将导致血液回流、血栓症和停止流动。

今天，通用的方法是引流到腹腔中。这就消除了血栓症的危险并且在给小孩分流时具有很大优点，因为腹腔中的较长导管可以补偿生长。但在成人病人中，引流到腹腔中具有很大的缺点：与横卧相比，在直立位置上增大的压力梯度可以产生过度引流和虹吸作用。借助使用防虹吸阀或者其它类型的压力和流动调节阀不能完全解决这个问题。分流到腹腔中的另一个缺点是：腹腔的疾病、特别是感染妨碍使用这种分流。

显然，有必要改进现在所使用的方法来分流脑积水。理想的方法是把CSF引流到纵分的窦中，即引流到头骨内部的中部内的结实静脉中，并且采用这个方法的一些实验在进行中。但是，就今天的一些传统分流系统而言，应该更加容易、更少危险地发现一种方法来引流到较深的颈部静脉，并且把它从那里引流到心脏中，并且在血液和任何外来物质之间没有产生接触。在这种方法中，心脏不需要使用导管、X射线、ECG或者其它装置来进行定位。

现有技术包括许多专利文献。US3894541 (Ei-Shafei et al.) 公开了一种治疗脑积水的方法，该方法借助下面方式可以防止在分流导管和循环血液之间产生接触：逆着血液流动方向，把静脉导管的静脉端插入到结扎起来的颈部静脉的邻近段中。US3738365 (Schulte) 公开了一种可延伸的导管，该导管包括弹性金属螺旋弹簧和可滑动的导管部分。US3769982 (Schulte) 公开了一种生理引流系统，该系统具有响应下游吸力的关闭装置，该关闭装置包括弹性膜片，该膜片延伸通

过控制腔。

发明内容

因此，本发明的目的是提供一种装置，该装置把流体从引导流体的导管引导到血管中，而不会在该装置或者该导管和脉管中的血液流之间形成接触，并且提供敷贴装置和施加该装置的方法。在血液和外来物质之间没有接触时，血栓症的危险减少了并且减少了感染。

为此，根据本发明，提供了一种装置，该装置把流体从引导流体的导管引导到血管中，其中，该装置与血管一起在血管的部分长度上形成了通道，该通道基本上平行于血管地进行延伸，并且装置和引导流体的导管都不与血管内的血液流进行接触，所述装置包括：基本上是管形的外部部分，该外部部分具有第一端部和第二端部；及基本上是管形的内部部分，它具有第一端部和第二端部，所述外部部分与内部部分布置有基本上是平行的轴线，并且在外部部分的第一端部处或者在该第一端部的附近和在内部部分的中间部分处相互接合起来，从外部部分的第二端部进行延伸的、沿着外部部分的一部分长度设置有用来安放一部分血管的纵向狭槽，内部部分的第一端部布置成连接到导管上，并且内部部分的第二端部整个地或者局部地被所述外部部分所包围并且布置成通过静脉壁。

本发明涉及一种装置，该装置可以被用来把流体、尤其是CSF从引导流体的导管引流到血管中，而不会在该装置或者导管和血管中的血液流之间形成接触。这个可以通过下面方法来实现：以这样的方式把该装置施加在血管中，以致一部分这种血管在横截面上产生了具有新的、较窄的通道，该通道具有不变的容积并且基本上平行于血管的长度和血液流动方向而进行延伸。CSF通过引导流体的导管流入到这个通道中，而该导管连接到该装置中并且通过它的开口从这个通道中出来从而进入到静脉中。由于该通道具有不变的容积并且装满了CSF，因此防止在该血管中进行流动的血液到达新通道并且与该装置形成接触。

本发明原理的一部分是整体的支撑装置，该支撑装置在手术期间

夹住和压缩脉管，该装置包括把手件，该把手件具有连接到叉形血管夹持元件的细长把手件，该夹持元件具有第一和第二支架，其中第一支架基本上是U形，而第二支架短于所述第一支架，并且基本上是L形，其中血管夹持狭槽形成于所述支架之间。

附图说明

参照附图，下面将详细地描述本发明的优选实施例。

图1a示出了从侧部看去的、本发明装置的优选设计的沿中线截面；

图1b示出了沿着图1a中的线S-S所截取的、图1a中的装置的横截面；

图2示出了从侧部看去的、装置的管形内部部分的沿中线截面；

图3示出了该装置的外管，其中（a）是从侧部看去的图形，（b）是从下部看去的图形，（c）是从上面看去的图形；

图4示出了施加装置之后所得到的血管通道；其中（a）是沿中线截面，（b）是横截面；

图5示出了从侧部看去的敷贴器系统，及

图6-9示出了该过程中的四个步骤。

图10a以透视图示出了用来在手术期间把脉管保持在合适位置上的支撑装置。

图10b以从上面看去的视图示出了图10a中的装置的叉形元件的细节。

图10c以侧视图示出了图10a的装置。

具体实施方式

图1示出了本发明装置A的优选设计的沿中线的截面。

装置A包括两部分：一个管形的外部部分1，它具有第一端部3和第二端部4；和一个管形的内部部分2，它具有第一端部5和第二端部6。两个管形部分基本上共轴线并且平行。两个管形部分1和2在外部部分1的端部3和内部部分2的中间部分7的附近处接合起来。

图1b示出了沿着图1a的线S-S所截取的该装置的横剖视图。这

里显而易见的是，两个管形部分1和2是共轴线的。还显而易见的是，外部部分1具有狭槽8，该狭槽将在后面继续描述。

图2更加详细地示出了内部部分2的实施例的沿中线剖面。除了中部7上的螺纹之外，部分2基本上沿轴线是对称的。

内部部分2的第一端部5设置成连接到引导流体的导管上，在所示出的设计中，通过使端部5成形为外部管接头来实现。

内部部分2的另一端部6设计成有利于它通过血管壁中的开口，同时在血管壁和所述部分2之间形成紧密连接。这通过使这个部分稍稍呈锥形、指向端部6来实现。

外部部分1和内部部分2在图示的实施例中通过螺纹来接合。内部部分2沿着外部的中部7设置有外螺纹，而外部部分1在靠近第一端部3的内部中设置有相应的内螺纹。

另一方面，外部部分1和内部部分2可以通过锥形表面来接合。在这种情况下，内部部分2具有稍稍呈锥形的形状，从而指向第一端部5或者第二端部6，同时外部部分1在它的第一端部3处具有相应的内部锥形形状。

如果希望的话，这两部分也可以通过粘接剂来接合。

作为另一个替换实施例，外部部分1和内部部分2一开始就被牢固地接合起来，而不是在后面要接合起来的两个部分。该装置已被设计成可通过注塑法制造成一个零件。

但是，使装置A形成两个独立的部分具有一些优点，因为，它使得制造简单，并且可以采用不同材料和设计的结合。

图3a - 3c更加详细地示出了装置的管形的外部部分1，其中图3a是从侧部看去的视图，图3b是从下面看去的视图，图3c是从上部看去的视图。

管形的外部部分1沿着从第二端部4开始的一部分长度具有纵向狭槽8，从而允许相应长度的血管进入。

当外部部分1和内部部分2被接合起来时，如图1所示，管形内部部分2的第二端部6整个地或者局部地被外部部分1的配置有狭槽的部

分包围着。

纵向狭槽8的宽度基本上与血管壁的两倍厚度相等。狭槽8的作用是沿着横截面限制进入纵向狭槽8的血管部分。在进入纵向狭槽8之前，这部分血管以这样的方式（参见图6的过程）被扎穿，以致当血管进入狭槽8中时内部部分2的端部6通过这部分血管中的血管壁。之后，从端部6到中部7的内部部分2将位于已进入狭槽8中的这部分血管内。在这种方法中，以及借助在注射粘接剂时输注针24的压制作用（参见图6-8的过程），沿着血管形成新的较窄的结实通道，从而构成了从管形内部部分2的端部6到管形外部部分1的端部4的活组织通道。图4a示出了在装置A施加在血管上时新通道401的外观。出于清楚起见，在附图中已拆下了外部部分1。图4b示出了沿着横截面的相同位置。

在装置A施加到血管中之后，在狭槽8中有双血管壁，血管的部分圆周和部分长度（该长度与狭槽8的长度相一致）位于外部部分1内。管形内部部分2的端部6通过血管壁，该血管壁位于管形外部部分1内。狭槽8的宽度足以供位于外部部分1内的血管壁的营养物通过，但是不能允许流体通过，即流体不能通过狭槽8内的压缩血管壁之间。狭槽太窄将会防止营养物通过，但是狭槽太宽将会允许血液通过并且与外来物质（内部部分2的端部6）形成接触。

管形外部部分1的第二端4以这样的方式倾斜切割，以致侧部并排延伸的狭槽8最短。这有利于该装置进入血管并且可以更好地进行解剖从而使新通道通到血管（较深的颈部静脉）中。管形外部部分1在端部3附近具有两个十字开口9和10。开口9与纵向狭槽8相接合并且与纵向狭槽8相交，而另一开口10布置成与开口9相对。十字开口10以相同的方式呈现特征。所有边缘和拐角被倒圆，从而调节到组织的解剖构造。

开口9和10产生了通过一个或者多个缝线把血管壁固定到装置上的机会。如果希望的话，开口10也可以起着用来把缝线系到血管中的开口上的作用。这就使得可以把血管壁拉在该装置的内部部分2和外

部部分1之间。所述开口10也可以用来检查血管是否处于合适位置上和粘接剂是否如所预计的一样流出。所使用的粘接剂最好是Tisseel[®]，它是一种两成分的粘接剂。这种粘接剂的纤维蛋白原和纤维蛋白酶产生了橡胶状的组织，这种组织在后面被认为是外层组织。

管形外部部分1的端部4具有至少一个孔12，从而允许通过缝线把血管壁固定到外部部分1上。局部地借助填满该外部部分1的开口9-12，局部地借助直接粘附到外部部分1的内部中，这种粘接剂也把血管壁固定到外部部分1的内部中，因此通过机械方法把血管固定到所述外部部分1上。

管形外部部分1具有辅助孔11，从而把装置A固定到敷贴器（它位于引导粘接剂的管子27的端部处）上并且施加粘接剂。当从注射器把粘接剂注射到敷贴器上时，它通过孔11并且填满外部部分1的内部和血管壁之间的空间。

优选地，整个装置A由能与组织相容的固体材料如塑料、尼龙、陶瓷或者金属形成。合适的塑料是聚醚醚酮（PEEK）。各个部分可以由牢固的并且能够相容的不同材料形成。如果所使用的材料能够牢固地、稳定地进行重复的消毒过程如承受140度下的蒸汽和空气，那么作为另一个消毒过程、通过加热和/或在50摄氏度下抵抗乙撑氧来进行消毒是有利的。

图5a以侧视图示出了施加装置A的敷贴器20。在给病人除去脑积水的情况下，当把本发明的装置A施加在血管上时，尤其在把装置A施加到较深的颈部静脉时，敷贴器20有利于该过程。

敷贴器20包括框架21，该框架21由阳极化的铝或者其它合适材料形成。框架21装载有：扎针23；钝的输注针24，它连接到管子25上；引导粘接剂的管子27；和粘接剂注射器26。

引导粘接剂的管子27在它的下端处被布置成牢固地、紧密地连接到该装置的孔11中，但该装置A仍然容易拆下。借助输注针24所产生的力的帮助，把装置A保持在框架21上的合适位置上，并且借助钩形导向器51从所述针那里进行导向。所述导向器51有利地布置成把所

述针24上的较小力施加到框架21上，从而产生了有助于将装置A保持在框架21的合适位置上的力。管子27的上端布置成通过它的成角度的针58连接到粘接剂注射器26中，而该针58具有一个导管来防止泄漏。

借助锁41把扎针23固定到框架21上。该锁包括较长的、较窄的部分，该部分具有钩子42和两个较小的突出部43、44，每个突出部具有安装扎针23的孔。该锁被布置成把扎针23保持在正确位置上并且容易拆下。

在使用敷贴器20时，一个硅导管28被连接到该装置A的内部部分2的端部5上，从而防止泄漏。这个导管28将在这个过程的后面通过连接器而连接到分流阀的导管上，或者被拆下从而允许分流阀的导管直接连接到装置A的管接头上。

输注针24通过导管28和装置A的内部部分2和外部部分1，从而达到这样的位置：在该位置上，它与扎针23相遇，该扎针23以这样的方式应用，以致两个针形成了锐角，并且扎针的开口盖住了输注针的端部。这种布置允许输注针24较钝从而避免过度扎入。当装置A应用到较深的颈部静脉中并且产生了新通道401时，连接到输注针另一端上的管子25被用来检查新通道的功能。输注针缩回到标准位置29从而进行这种检查。在这个位置上，输注针终止于靠近它端部6的管形内部部分2内部，并且新通道是空的并且准备对自由通道进行检查。当针全部缩回时，装置A将从敷贴器20中释放，然后用镊子将导管28夹住从而防止空气栓塞或者回流。在敷贴器20上提供标记60是有利的，该标记60示出输注针24上的剩余导管长度。

下面部分将描述本发明的装置如何被用来把引导CSF的导管连接到人的较深颈部静脉中。

装置A和敷贴器20是对称的，并且它们的使用与使用它们的人是右手做还是左手做无关。

图5b示出了同样从侧部看去的敷贴器，并且还示出了许多横截面。该附图的重点在于从附图5b的侧视图的左侧看去的框架在位置AA到D和G的横截面。在横截面AA中示出了装置A的框架21的对接位

置54。在横截面B中示出了管子27如何延伸到对接位置54中。在C中示出了钩形导向器51如何布置成如上所述那样给输注针24进行导向。在D中示出了导向开口56。视图E和F示出了从垂直于侧视图的两个视图中看去的、即从后面和上面看去的（两个）注射器的锁紧轮。在G中示出了框架在位置G处的横截面，该横截面具有类似倒T形的外形。

图6示出了应用过程的第一部分。较深颈部静脉的合适长度通过支撑结构31来进行自由解剖、提升和固定。沿着平行于血流或者逆向平行于血流的方向应用装置A。双缝线33相对于要扎的位置放置在近侧和远侧处。借助使用缝针来提升静脉的血管壁有利于扎孔。在扎孔之后，拆下扎针23。

图7示出了如何借助通过狭槽8使缝线沿着与输注针24相对的方向延伸通过开口9而使具有装置A的输注针24进一步进入到静脉中。在这种方法中，装置A的内部管子2更加容易通过静脉的血管壁。

静脉在装置A中的合适位置可以以三种方法进行检查：

- A.在上部开口10中可观察静脉的血管壁。
- B.使缝线清楚地与上部开口10相对。
- C.狭槽8应该在它的整个范围内填满血管壁。

图8示出了双缝线33系在内管子的周围并且借助额外的缝合切口也系在外管子周围。图8还示出了缝线32，该缝线32把静脉管的壁连接到孔12附近处的装置A上。

当静脉壁处于装置A的合适位置上并且固定有缝线时，用力注射粘接剂。注射器26的粘接剂通过管子27而以这样的方式注射通过该装置的外部部分内的孔11，以致外部部分的内部和血管壁之间的空间和所有开口填满了粘接剂。输注针起着新通道的模子作用，该新通道可以得到与狭槽8相同的长度。

图9示出了该过程的第四部分。

当在几分钟之后粘接剂被凝固时，粘接剂注射器被拆下并且输注针缩回到这样的位置：在该位置上，针终止于装置A的内部部分2的

内部。现在，使通过输注针的浸剂从新通道中清洗出血液，并且可以检查它的功能。之后，输注针完全缩回，装置A从敷贴器20中释放并且可以连接到来自分流阀的导管上。

在尽可能地把额外的粘接剂加入到该装置的外侧之后，伤口被缝合从而使装置A产生了额外支撑。

借助于本发明的装置A，现在把一部分较深的颈部静脉变成容积可变的、较窄的结实通道。这个通道的壁是具有较好营养的活静脉壁，并且该通道填满了CSF。借助结实的血管壁、狭槽内的紧度和分流阀，防止血液在这个通道内进行回流。新通道不得不较窄（直径大约为1毫米）从而允许小量的CSF（每24小时小于500毫升）血液运动到静脉中，而该血液在开口处混合有CSF。

相应地，本发明可以把CSF排到较深的颈部静脉中并且进一步排到心脏中，而不会在引导流体的导管或者任何外来物质和静脉中的血液流之间形成接触，同时避免使用X射线、EGG或者其它装置来确保导管在心脏中的合适位置。

本发明还没有血栓症的危险并且减少了感染的危险，因为本发明的装置、引导流体的导管或者任何其它外来物质没有与静脉中的血液流产生接触。排到较深的颈部静脉中产生了自然的防虹吸作用。

图10a示出了用来支撑、固定和关闭血管的支撑或者支撑装置1000的视图。在把本发明实施例的脑积水分流器连接到静脉上时，支撑装置1000特别有利于支撑和固定颈部静脉，并且图6中的上述支撑结构31有利地等于这种支撑装置1000。

该支撑的实施例包括把手1001、弯曲部分1003、延伸的共同部分1004、分支点1005和两个细长件，一个细长件是一个凹形或者U形1010、1012、1015，而另一个细长件是L形1020、1025。该支撑最好设计有基本上是平的部分，即至少设计有共同部分1004，并且U形件1010、1012、1015的末端部分1015设置成具有基本上是矩形的横截面，它的厚度基本上小于相应的宽度。在典型的实施例中，该厚度大约为0.5-2.5mm，并且共同部分的宽度大约为5-15mm。

该支撑设置来把U形件1015和L形件1025之间的血管捕获到开口1030中，该开口1030形成于所述件之间；所述开口1030在所述件1012、1025之间延伸成纵向的狭槽1031。这些件之间的所述纵向狭槽1031的宽度基本上与上述血管的血管壁的两倍厚度相等，即支撑装置的一些实施例提供了不同尺寸大小的狭槽，当然也可以提供不同尺寸大小的装置本身。具有那种尺寸大小的狭槽的原因在于，当血管夹在狭槽中时，血管被弄平并且被压缩，因此减少了血液流。典型的宽度包括1-1.5mm。在绝大多数情况下，这种减少完全可使血液流被切断。U形件和L形件最好具有矩形或者方形横截面，并且如此布置以致形成于部分1012和1025之间的所述开口1030和狭槽足够宽从而当该支撑被扭转一点点时允许脉管轻轻地滑到合适位置上。这些零件具有圆形边缘，因此减少或者消除了在合理使用支撑装置期间伤害脉管或者其它组织的危险。开口1030最好如此布置，以致零件1025的自由端1026设置成与U形件1012、1015的末端部分之间的弯曲部分1014相对。所述自由端部1026形成三角形，因此开口1030在开始处较宽并且在它过渡到狭槽1031时较窄。

当U形件的末端部分和共用部分1004或者紧接着分支点1005的部分U形件和L形件1010、1020被布置成接触伤口边缘时，并且由于所述零件和部分的横截面是平的或者是矩形，该支撑被设计成在手术伤口处把它自己锁紧到合适位置上。当脉管被夹在零件1025、1012之间的狭槽中或者刚好靠在这两个零件上面时，由于脉管本身把一定力作用在支撑装置1000上，该支撑装置1000朝下指向手术伤口的底部，因此该装置将能平滑地进入到合适位置上。

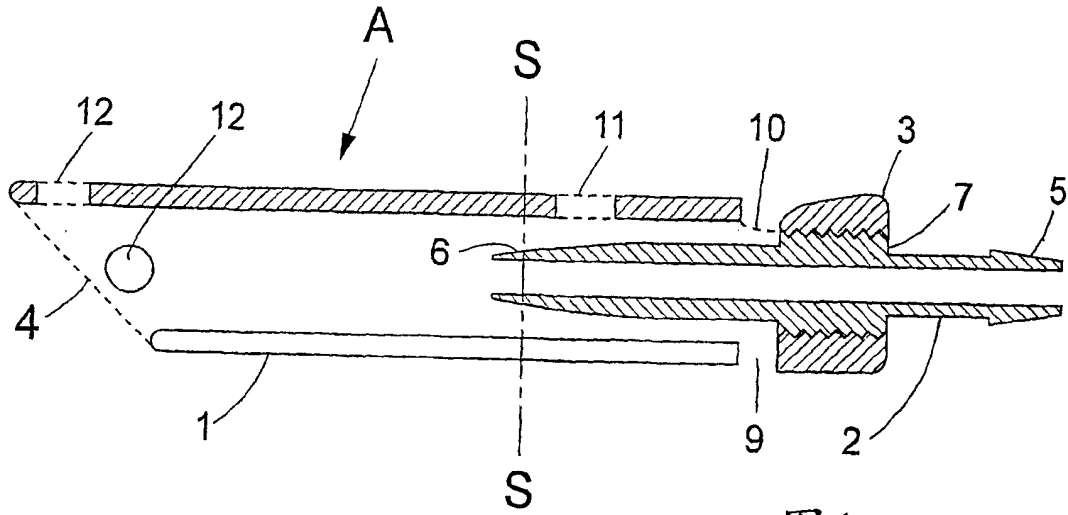


图 1a

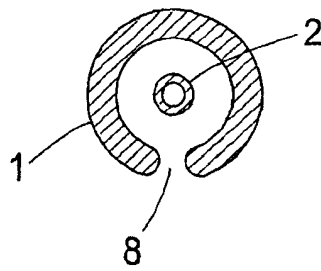


图 1b

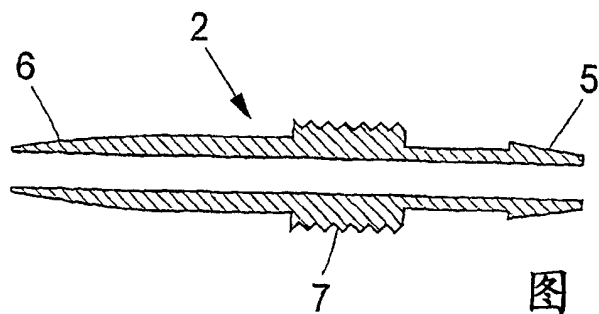
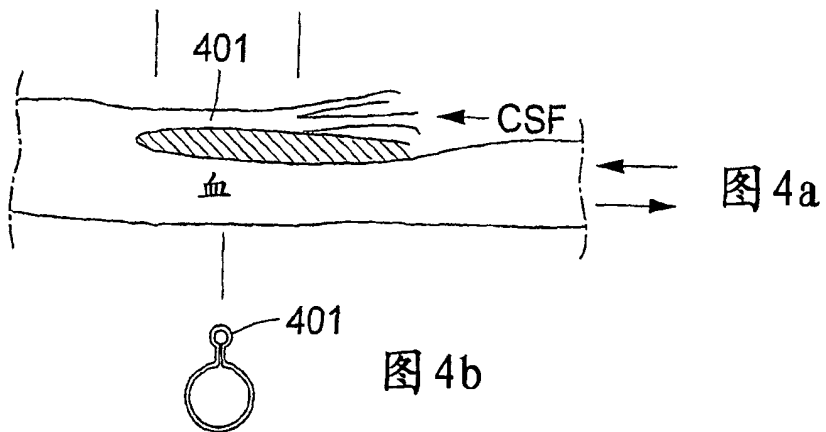
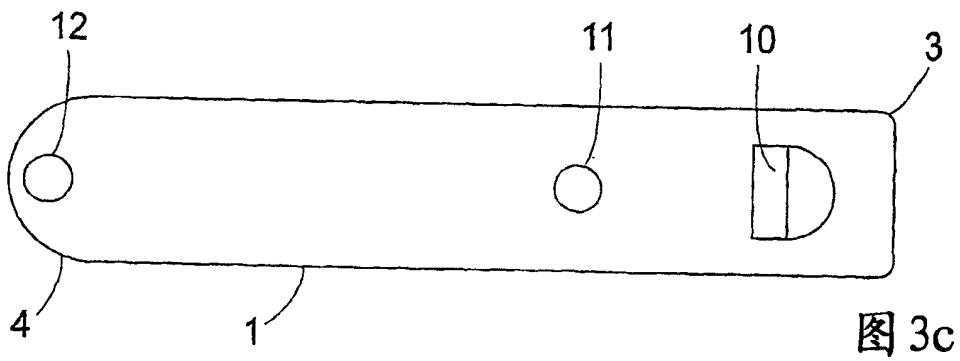
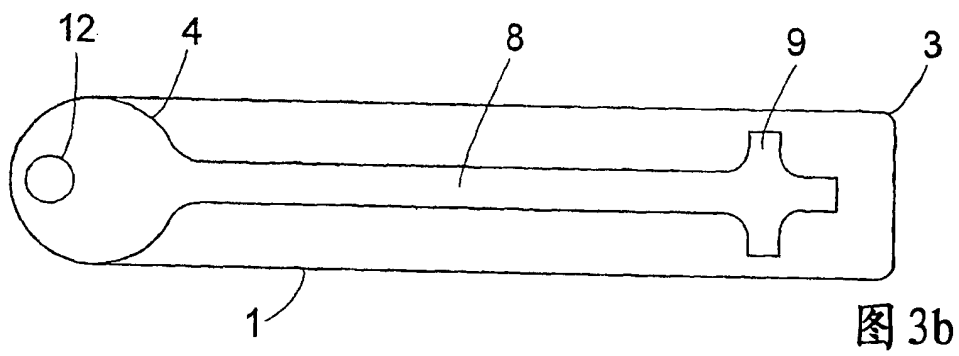
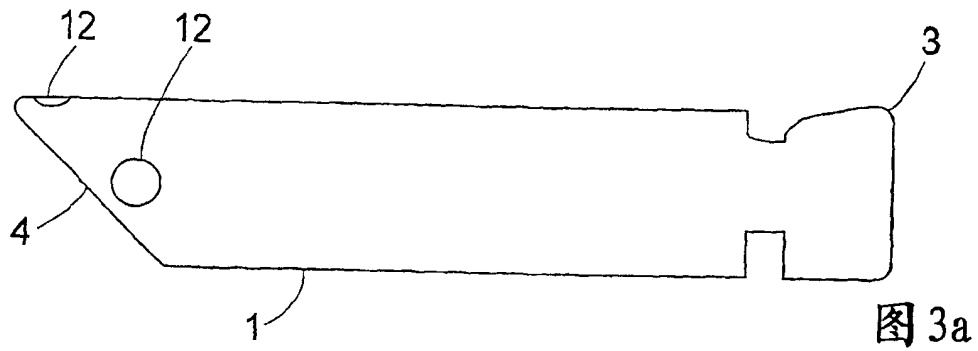


图 2



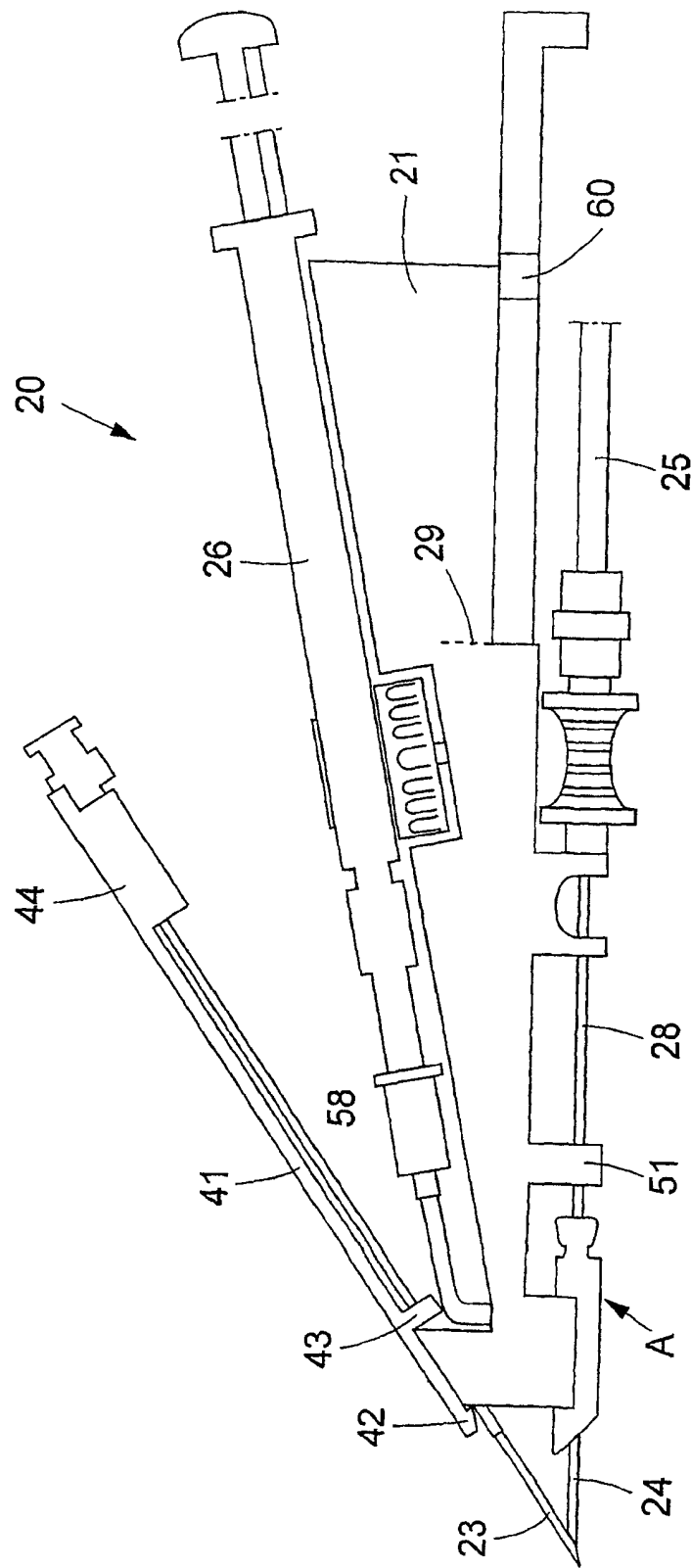


图 5a

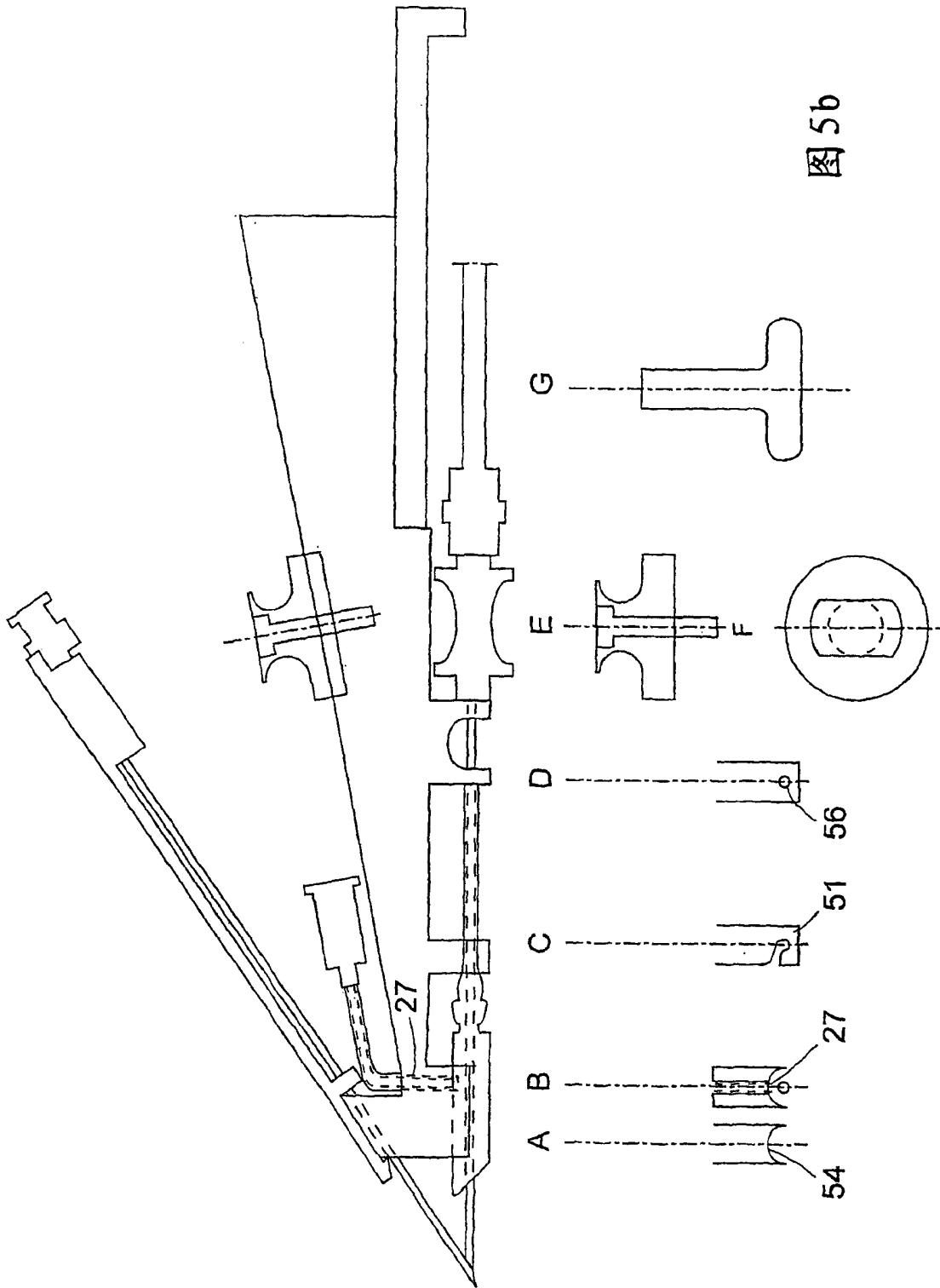


图 5b

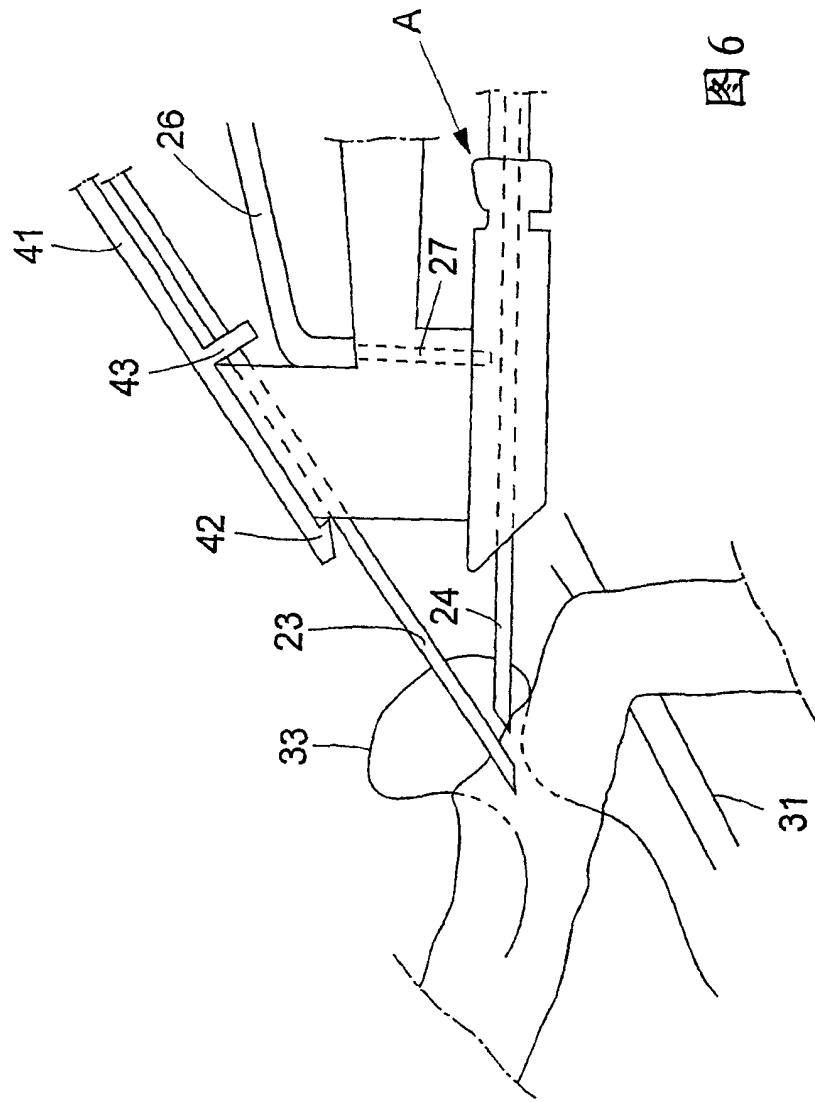


图6

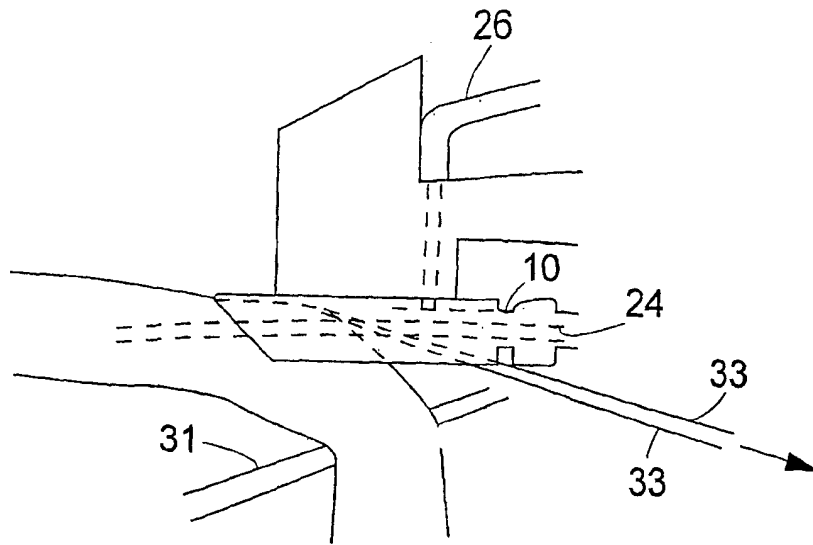


图 7

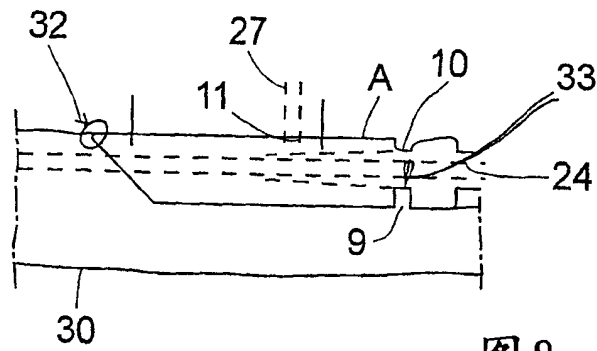


图 8

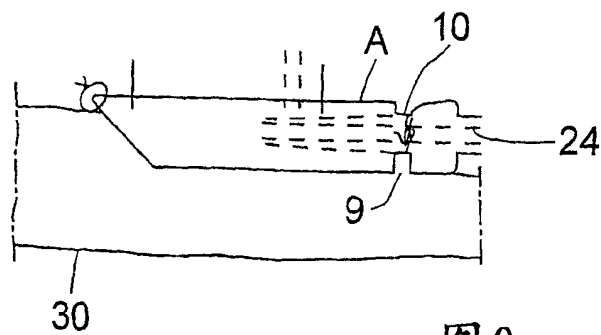


图 9

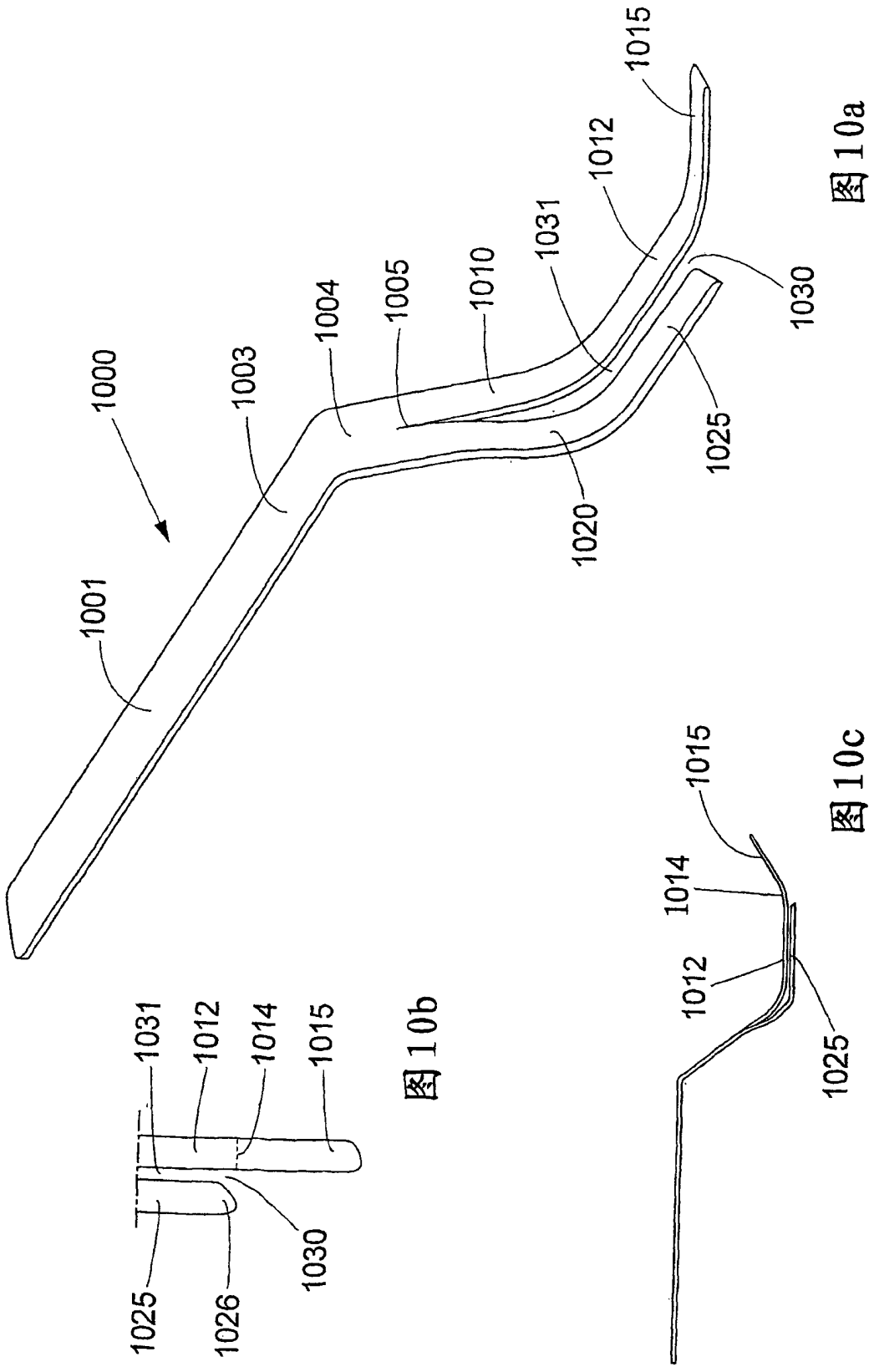


图 10b

图 10a

图 10c