



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102448532 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 09

(21) 申请号 201080022794. 1

代理人 胡强

(22) 申请日 2010. 04. 29

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61M 16/04 (2006. 01)

12/475754 2009. 06. 01 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2011. 11. 24

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2010/051884 2010. 04. 29

(87) PCT申请的公布数据

W02010/140068 EN 2010. 12. 09

(71) 申请人 金伯利-克拉克环球有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 N·C·格里菲斯 M·A·科诺维斯奇

S·C·陈 J·F·舒马赫

(74) 专利代理机构 北京泛华伟业知识产权代理

有限公司 11280

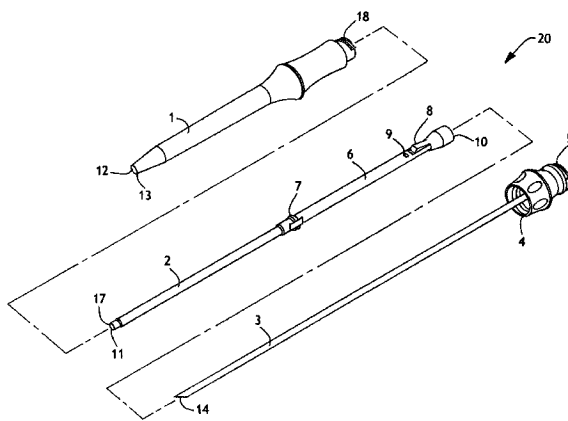
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 6 页

(54) 发明名称

穿孔式扩张器

(57) 摘要

本发明提供一种对患者气管进行初始穿刺并扩张的装置。该装置具有在鞘内并延伸出该鞘的针，依次地，该鞘位于导引扩张器内并延伸出该导引扩张器。在该针用于穿刺上述气管后，可以将该针去除，将导引丝（J形丝）穿过该导引扩张器插入就位。一旦去除该针，所述鞘就可在所述导引扩张器内滑动。然后，将导引扩张器向前移动，进入初始穿刺位置以对其扩张。当将导引扩张器向前移动时，所述鞘可以保持静止，在所述导引扩张器内导引扩张器相对其滑动，于是把对造口位置的创伤降低。



1. 一种穿孔式扩张器装置,包括针、鞘以及导引扩张器,  
所述鞘具有沿其整个轴向长度的套管,使得所述针能够插入所述鞘的近端,穿过所述鞘延伸,再从所述鞘的远端穿出;  
所述鞘被插入所述导引扩张器中并且向远侧延伸至超出所述导引扩张器的端部;  
所述导引扩张器具有沿轴向尺寸延伸的内腔,其中此内腔宽于所述鞘,以便当没有所述针时,允许所述鞘可以在所述导引扩张器中从一边移动到另一边,所述导引扩张器具有远端和近端,且具有足够大的孔以使得所述鞘沿长度方向通过;  
其中当所述针定位在所述导引扩张器内的所述鞘中时,所述针提供对所述鞘运动的阻力,而将所述针从所述鞘和导引扩张器移除,则消除所述鞘在所述导引扩张器内运动的阻力,允许所述鞘在所述导引扩张器内沿着所述导引扩张器的轴向尺寸滑动并在所述导引扩张器内从一边移动至另一边。
2. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述针可拆卸地连接于所述导引扩张器的近端。
3. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述针具有套管。
4. 根据权利要求 3 所述的装置,其特征在于:所述针用于穿刺气管之后,所述针的套管可以用于患者进行呼吸。
5. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述针用于在造口位置处穿刺所述气管,再插入所述造口位置至所述鞘也在所述造口位置处的深度,之后,移除所述针并被导引丝取代而所述鞘仍然留在所述造口位置。
6. 根据权利要求 5 所述的装置,其特征在于:所述导引扩张器被移入所述造口位置。
7. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述导引扩张器在 5 弗伦奇至 20 弗伦奇之间。
8. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述导引扩张器是 14 弗伦奇
9. 根据权利要求 1 所述的装置,其特征在于:所述针在 1 弗伦奇至 15 弗伦奇之间。
10. 一种用于进行气管造口术的穿孔式扩张器装置,包括 11 弗伦奇到 18 弗伦奇的、长度为 45 ~ 65 毫米之间的导引扩张器,所述导引扩张器环绕延伸出该导引扩张器的远端的鞘,在该鞘内放置有可移除的 2 弗伦奇到 8 弗伦奇的针,该针具有套管,其中所述针延伸出所述鞘的远端。
  11. 根据权利要求 10 所述的装置,其特征在于:所述套管可以用于患者进行呼吸。
  12. 根据权利要求 10 所述的装置,其特征在于:所述针用于穿刺气管,且该针从所述鞘及导引扩张器移除。
  13. 根据权利要求 10 所述的装置,其特征在于:所述导引扩张器可拆卸地连接于所述针上。

## 穿孔式扩张器

[0001] 呼吸机或呼吸器在医学领域中被用于患者肺部的机械式换气。呼吸机单元与软管组相连；换气管路或回路给患者换气。在患者端，换气管路通常连接到气管换气导管或气管换气管，这保证了直接可靠地通到患者的下呼吸道。气管导管设有充气的密封气囊件或称“套囊”，其在气管壁和气管换气管轴之间形成密封，从而允许肺的正压换气。

[0002] 在决定让患者改用经气管壁中的切口直接插入气管中的气管切开管之前，通常在许多天里使用一种经口腔插入的气管导管，即气管内管 (ET tube)。在一些研究中，已认为气管内管与呼吸机相关性肺炎 (VAP) 率越来越高有关联，从而气管造口术变得日益普遍并且在患者留院期间被更早使用，以降低 VAP 的发生。

[0003] 气管造口术涉及在颈部皮肤中造出切口，以允许接近气管。人们已发现，由于气管具有独特的软弹特性，如果仅在气管壁中造出小孔，再扩张该小孔而不是切开该气管，则伤口愈合得非常快。在对皮肤进行切口之后，可以用止血器械或其它器械分开皮下组织以接近气管，使用数字触诊法来定位气管环。支气管镜通常被插入 ET 管中并且直到支气管镜的光透过皮肤照亮切口部位时才从气管抽出该 ET 管。用带鞘的针从外侧穿刺气管壁，通常在第二气管环和第三气管环之间。移除该针而鞘仍留下，将柔性导丝（也称作 J 形导丝）插入针的位置处，此后再移除该鞘。用支气管镜从气管内观察上述手术以免损伤后部气管壁。将初始小扩张器（例如 14 弗伦奇）导入导引丝上以对气管进行初始扩张，随后将该扩张器移除。然后，将更小的导引导管（例如 8 弗伦奇）导入导引丝上。（注：弗伦奇 (French) 是周长的测量单位，其基于这样的理论，具有相同周长的各种非圆管适合同一切口。1 弗伦奇约为 0.33mm 或 0.013 英寸。）

[0004] 在导入导引导管后，将较大的第一扩张器如库克医疗公司 (Cook Medical Inc.) 的 Blue Rhino® 扩张器（也参见美国专利 US6637435）放置在导引丝上，该导引导管和和该较大的第一扩张器作为一个单元推入气管以进行扩张。库克医疗公司推荐略微过度扩张以更容易放置气管造口管。在扩张后，去除该较大的第一扩张器，将气管造口管（其中插管被移除）用第二扩张器导入导引丝上，该第二扩张器恰好安装在气管造口管内并且从气管造口管远端伸出约 2 厘米。导引导管、第二扩张器和气管造口管作为一个单元推入气管。一旦该气管造口管位于合适深度，则第二扩张器、导引导管和导引丝经由该气管造口管被移除，将内插管插入上述气管造口管中，然后该气管造口管连接到呼吸机。从而完成该手术。

[0005] 如能从上述描述中理解的那样，进行气管造口涉及许多步骤且在手术成功完成前要插入和移除多个部件。在此多数时间里，患者与呼吸机是脱离的，患者因此不能呼吸。另外，当前气管造口术套件中的零件太多，增加了因为零部件不小心未被消毒而不能使用的可能性。在此情况下，必须用 ET 管对患者进行重插管。而且，即使该手术能平安无事地进行，患者不能呼吸的时间很长，接近 7 分钟甚至更长。这显然是很致命的，尤其是对于很有可能未处于最佳身体状态的患者来说。

[0006] 因此，一直存在着对能够更快速、更安全地成功放置气管造口管的装置的需求。

## 发明内容

[0007] 本发明提供一种穿孔式扩张器装置,该穿孔式扩张器装置允许对气管壁快速穿刺、插入导引丝、再进行初始扩张。此装置具有在鞘中并且延伸出该鞘的针以及导引扩张器。该针可拆卸地与鞘及/或导引扩张器的近侧端连接。该针用于穿透气管并被迁移足够远至造口位置处,从而鞘进入到该造口位置处。之后,可将该针从鞘及导引扩张器中移除,而将该鞘留置在该造口内,且插入导引导丝(例如J形导丝)代替所述针。

[0008] 一旦所述针与鞘及/或导引扩张器的近侧端断开连接,该鞘就可以在该导引扩张器内滑动。可以将该导引扩张器移入气管内用以扩张由所述针所形成的初始穿透或穿孔。当导引扩张器被移入气管的造口位置时,该鞘可以滑入该导引扩张器,或者该鞘可以进一步向前滑入气管。如果鞘与远端气管壁接触,则该鞘可能会弯曲或者就向近端方向移回导引扩张器。任何涉及到放置扩张器以及随后对造口的扩张的医疗手术都会从本创新性装置中受益。

## 附图说明

[0009] 图1是穿孔式扩张器装置的实施例的分解图,其中示出了各部件之间的关系;

[0010] 图2是经组装的穿孔式扩张器的示意图;

[0011] 图3是导引扩张器内部的剖视图;

[0012] 图4示出连接有针的穿刺气管后的穿孔式扩张器;

[0013] 图5示出了上面的穿孔式扩张器,其中针已经被移除以及鞘向近端方向移入该扩张器;

[0014] 图6示出了上面的穿孔式扩张器,其中针已经被移除以及该扩张器移入造口处进行小孔扩张。

## 具体实施方式

[0015] 气管造口术是允许患者直接通过气管换气的救生手术。很多人还相信气管造口术能阻止或减缓呼吸机相关性肺炎(VAP)的发生。不幸的是,此救命手术相对耗时,并且当前的技术前提需要许多步骤和大量器械,这些器械均需保持无菌并运行良好以便获得成功。使用上述发明内容所描述的装置——穿孔式扩张器(装置)——可以极大地改进该手术。另外,本装置可以用于紧急气管切口术,此处专业术语所指的“气管造口术”涵盖了术语气管切开术。

[0016] 本装置取代了引言中所描述过的很多构件。本装置取代了分开的针、鞘及导引扩张器,允许患者呼吸以确保针已进入气管内而不是食道或者其他组织。本装置设计成:除了最初气管穿孔步骤之外,其他过程在在什么时候都完全可逆。如果有必要,本装置的主体允许针在被移除之后重新导入。

[0017] 回到示出本装置20的一个实施例的分解图的图1,有三个主要组件:相对更为刚性且中空的导引扩张器1、具有腔室或套管的更为柔性的内部鞘2以及针3。针3比鞘2更为刚性,鞘2在远端14处优选为斜面且具有刀刃,以利于在患者的颈部的预定孔口位置处进行初始穿入。针3希望为中空的,但是如果不希望将导引丝穿过针3插入的话,则针3可以是实心的。针3连接在衬套4的中心处,衬套4起至少两个作用:一是衬套4允许通过整

体式 ISO 标准的鲁尔接口 5 与注射器连接；二是衬套 4 起到当针 3 与导引扩张器 1 连接时阻止鞘 2 在该导引扩张器内滑动的保持器的作用，其中针 3 通过该鞘 2 被插入。

[0018] 图 1 中所示的导引扩张器 1 具有更适合手指抓持的外部表面，但是这种特别的造型并非出于限制本发明的目的，而仅仅是为本发明可能的实施例提供一种建议。导引扩张器 1 的外部可以被纹理化以更加便于抓持。导引扩张器 1 有一沿纵轴向延伸的内腔，此内腔比鞘 2 宽，以便鞘 2 能够在导引扩张器内部从一边移动到另一边（此时针 3 未插入）。导引扩张器 1 在其远端处及近端具有开口，其中该开口足够大，以便鞘 2 能够长度方向地（即轴向地）穿过其中。

[0019] 鞘 2 具有一与其纵向长度等长的内腔，使得针 3 可以在近端插入鞘 2，并且当针 3 足够长时，针 3 可以穿入鞘 2 并从鞘 2 的远端穿出，此时针 3 仍然有部分从鞘 2 的近端延伸。鞘 2 通常是柔韧的，意味着其在无需扭折的情况下可以在导引扩张器内部弯曲。

[0020] 正如前述，针 3 可拆地、大体位于鞘 2 的套管中，并且在鞘 2 的远端及近端延伸出鞘 2。当针 3 定位在鞘 2 内时，针 3 为鞘 2 的移动提供了一个阻力，如在下面所详述的。将针 3 从鞘 2 去除，消除了鞘 2 在导引扩张器 1 中移动的阻力，并使得鞘 2 可以在导引扩张器 1 中沿着导引扩张器 1 的轴向滑动且在扩张器内从一边移动到另一边。

[0021] 衬套 4 可以通过任何符合要求的可拆卸机构连接于导引扩张器的近端 18。在一个实施例中，例如，螺纹被用于丝口接头。除此之外还可以使用鲁尔接口、卡口或其他配件。为了组装本装置，将针 3 插入鞘 2 中，然后将鞘 2 和针 3 均插入导引扩张器 1 中。衬套 4 连接于导引扩张器 1 的近端 18。附图 2 所示即为该装置 20 的完全组装时的状态。之后，由于挡块 8（如下所述）和衬套 4 的作用，内部的鞘 2 无论相对于针 3 或是导引扩张器 1 均不能移动。

[0022] 在本实施例中，鞘 2 包括具有连成整体的尾端挡块 8 的内部衬套 6。针的衬套 4 通过与内部扩张器 2 在其近端 10 接触而阻止鞘 2 向近端方向上的移动。近侧尾端挡块 8 通过与导引扩张器 1 的内部在其远端 13 处接触而限制内部鞘 2 向远端方向上的移动。以此种方式，鞘 2 会一直保持导引扩张器 1 的中心腔 12 内，并且当该装置 20 被完全组装时，内部鞘 2 的远端尖端 11 不会覆盖针斜面 14。

[0023] 当将针 3 插入鞘 2 且鞘 2 又被插入导引扩张器 1 内时，由于针 3 连接于衬套 4 的中心处，所以针 3 的衬套 4 起到将鞘 2 和针 3 在导引扩张器 1 中定中的作用。如前所述，当针 3 在穿刺气管之后从鞘 2 近端抽出时，鞘 2 在突起部 9 的作用下不能从近端抽出。在抽回针 3 的过程中，内部鞘 2 的远端尖端 11 保持处于导引扩张器 1 的内部是很重要的，以便维持导引丝 15 的位置，并且在去除针 3 时，突起部 9 阻止内部鞘 2 在轴向上滑动。只有当鞘 2 在导引扩张器 1 内定中时，即只有当插入针 3 存在时，突起部 9 抵着导引扩张器 1 的内表面上的环 21 产生轴向滑动阻力。如图 3 所示，当刚性的针 3 从柔性鞘 2 抽出后，因为此时鞘 2 被允许在中央内腔 12 内轻微弯曲以及突起部 9 会滑过环 21，所以环 21 不会阻止突起部 9，允许鞘 2 在扩张器内向近端方向移动。但是，应当注意的是，突起部与环的设置仅仅是一个示例性实施例，任何其他可以阻止鞘随着针一并被抽出的方式都是合适的。作为一个示例，可以用环绕设置在鞘外周的若干朝向外侧的键槽与设置在扩张器内表面上的脊相互作用来阻止鞘随着针一并被抽出。

[0024] 如前所述，一旦移除针 3，鞘 2 就不再被保持于导引扩张器的中心而是会在中央内

腔 12 内从一边弯向另一边,并且突起部 9 也无需与环 21 接触,以此使得仅由会与环 21 接触的远端挡块 7 限制鞘 2 在导引扩张器 1 内的向近端方向运动。远端挡块 7 可以具有一定倒角,以便允许鞘 2 插入导引扩张器以用于初步组装,即,当鞘 2 被插入导引扩张器时,挡块 7 会由环 21 滑过。然而,这是一个单向过程,无论是否有针,挡块 7 与环 21 的相互作用都会阻止鞘 2 向近端方向移出导引扩张器 1。同样地,可以设计其它阻止鞘从扩张器抽出的系统,仍然落在本发明的精神和意图内。

[0025] 一旦针 3 被用于在造口位置穿刺脖颈,再进入气管,在使用中空的针的实施例中,可以把注射器(附图中未示出)连接于衬套 4 的近端 19,用以抽吸出一个样本,以确保针 3 确实已经进入到气管 16 内(参见附图 4)。在本实施例中,标准鲁尔接口 5 被用于将注射器连接至衬套 4,尽管也可能选用任何本领域技术人员知悉的其他符合要求的装置。一旦确定针 3 确实已经进入气管 16,通过将衬套 4 与导引扩张器 1 分离,并将衬套 4 和连接的针沿近端方向移动直到针 3 被抽出,就将针 3 从气管 16 和从鞘 2 及导引扩张器 1 中抽回。如图 5 所示,鞘 2 和导引扩张器 1 保持就位,其中鞘 2 部分地位于气管 16 的造口处。接下来导引丝 15 或 J 形丝取代针 3,通过导引扩张器 1 和鞘 2 可以被插入气管 16(图 5)。导引丝 15 经由鞘 2 近端开孔 10、穿过鞘 2 的中央套管或内腔 17 被引入至气管 16。该近端开孔可能是漏斗形的,以便更容易插入针 13 和导引丝 15,但是本发明无意将近端开孔 10 的形状限定为任何特定的形状。

[0026] 一旦导引丝 15 就位,就通过将导引扩张器 1 移入造口,一定程度上移入气管 16,来实现对造口的扩张(图 6)。当导引扩张器 1 被插入时,由于鞘与扩张器两组件装配的自由滑动性,即鞘 2 会自由滑入导引扩张器 1 中的属性,鞘 2 相对于孔口会保持静止不动。该情况持续到当远端挡块 7 限制鞘 2 相对于导引扩张器 1 移动时。通常认为,允许鞘 2 在孔口位置保持静止而向前移动扩张器直到扩张器到达该造口位置的这种结构,会减轻由于在造口位置滑动鞘 2 而引起的对病人内部组织的创伤。或者,当导引扩张器 1 被移入气管 16 时,鞘 2 可以进一步滑动至气管中。鞘 2 可以选用相对于导引扩张器 1 的材质更加具有柔韧性的材质制成,这样如果鞘 2 在被插入时与气管 16 的后壁 18 接触的情况下,当有必要时鞘 2 应当能够弯曲。或者,鞘 2 可以由与导引扩张器 1 的材质柔韧性相同的材质制成,但是可以采用更加薄的管壁制成,由此为鞘 2 提供优于导引扩张器 1 的更好的柔韧性。在造口位置被扩张后,装置 20 的其它部件从患者身上被移除,仅留下导引丝 15 就位,以帮助在必要时导入另外的扩张器。

[0027] 在所述过程中的任何时刻,上述步骤都可以逆转,装置 20 可以在任何时刻被移出气管。如果出现无法预料到的并发症需要逆转操作步骤或是需要即刻停止手术时,这将给予医护专业人员很大的灵活性和控制力。

[0028] 为了便于制造,本装置 20 的部件可以被制造成多个独立部分,然后经过组装来制作装置 20。参照附图 1 可见,本装置 20 的图示的各零件作为独立部件出现。图中点划线指出组装步骤:首先将针 3 插入鞘 2 中,然后再插入导引扩张器 1 内。这仅是一种生产本装置的手段或建议,并非用于限制或限定所披露的概念。

[0029] 由于导引扩张器要用于穿刺气管,因此希望该导引扩张器由相对更为刚性的材质制成。用于制作扩张器的聚合物的相对硬度由肖氏硬度计量,一系列计量单位是本领域技术人员所知悉的。用称为“丢洛计(durometer)”的装置来测量硬度,该仪器是一种专门研

发出来测量相对硬度的工具,并通常按照 ASTM D2240 标准进行操作。在肖氏 A 硬度、肖氏 D 硬度或丢洛计标度下,在每个标度内,高的数值表示聚合物的硬度大于低的数值的聚合物的硬度。肖氏 A 硬度、肖氏 D 硬度分别用于不同类型聚合物。通常肖氏 A 硬度用于表示比较柔软、更富弹性的聚合物而肖氏 D 硬度用于表示更硬的聚合物。在比较肖氏 A 标度、肖氏 D 标度时,低值的肖氏 D 硬度通常要比高值的肖氏 A 硬度硬。例如,肖氏 D 硬度 55 的硬度通常大于肖氏 A 硬度 90 的硬度。期望扩张器可以具有 55D 至 75D 的硬度。

[0030] 构造本发明部件的材料可以是本领域技术人员所公知的材料。这些材料包括聚烯烃,热塑聚胺脂弹性体,热塑聚烯烃弹性体,热塑聚烯烃嵌段共聚物,SBS(苯乙烯-丁二烯-苯乙烯)二嵌段弹性体,SEBS 三嵌段弹性体,聚氯乙烯,聚对苯二甲酸乙二酯和掺合物以及它们的混合物。最合适的聚合物是聚乙烯。在一个实施例中,扩张器可以由雪佛龙飞利浦化学公司(Chevron Phillips Chemical Co.)获得的马勒克斯牌(Marlex®)9018 高密度聚乙烯制造。用于鞘的合适的聚合物为苏威公司(BP Solvay)生产的健骨乐牌(Fortiflex®)高密度聚乙烯,而针则通常采用 304 或 316 号不锈钢制造。

[0031] 上述实施例中讨论的很多特征都是可以有的,即使没有这些特征,本穿孔式扩张器也能够令人满意地实现其功能。例如,当针被移出时,不需要挡块和环配置,或者可以使用其它系统将鞘保持在扩张器内。作为替换,可以使用另一种依靠导引器鞘的外径与导引扩张器远端尖端的内径之间的摩擦力的系统。如果需要,则可以省略注射器的连接。针的衬套可以通过另一种方式与扩张器连接,比如通过简易接头或鲁尔接口或卡口进行连接,又或者只须操作气管造口术手术的人在穿刺气管的过程中用拇指或其他手指将针夹持就位。

[0032] 尽管该穿孔式扩张器的精确尺寸可以是变化的,但是有一些应当满足的推荐标准。例如,本装置具有小于 25 厘米的总长,更具体地说总长小于 18 厘米;且总重大约小于 20 克,更具体地说小于 10 克。本装置必须具有生物相容性,优选为不含邻苯二甲酸二异辛酯(DEHP)且不含动物性衍生产品。该针在尺寸上可以是 1 弗伦奇到 15 弗伦奇之间,更具体地说在 2 弗伦奇到 8 弗伦奇之间,期望为 4.5 弗伦奇,该针应为本装置中最长的部件。该鞘在尺寸上应略大于针,约为 1 弗伦奇到 15 弗伦奇之间,更具体地说在 2 弗伦奇到 8 弗伦奇之间,期望为 6 弗伦奇。导引扩张器在 5 弗伦奇到 20 弗伦奇之间,更具体地说在 11 弗伦奇到 18 弗伦奇之间,期望为 14 弗伦奇,该导引扩张器在长度上约在 40 毫米到 70 毫米之间,更具体地说在 45 毫米到 65 毫米之间,期望为 50 毫米到 55 毫米之间。如图 1 所示,可以使导引扩张器在其远端成锥形,以流畅地从鞘过渡到导引扩张器的全外径。建议要求用于分离本装置各部件的力不超过 30 牛顿。导引丝的直径尺寸应大约为 0.052 英寸(即 0.020 厘米),并且用不大于 2 牛顿的力穿过该装置。

[0033] 在一个实施例中,导引扩张器的长可以为 86 毫米,而鞘延伸超出该扩张器端部 45 毫米,针延伸超出该鞘端部 5 毫米。该针可以具有 1.5 毫米的外径和 1.2 毫米的内径。该鞘可以具有 2 毫米的外径和 1.7 毫米的内径。突起部在该鞘的上述外径以上延伸 0.2 毫米。挡块在该鞘的外径以上延伸 0.3 毫米。该导引扩张器可以具有 3.5 毫米的内直径(此内直径并非环所在的位置)和 4.7 毫米的外径。该导引扩张器在环所在位置处的内径是 2.8 毫米。

[0034] 正像本领域的技术人员所认识到的,针对本发明所做的改变和变型皆是本领域的技术人员所能实现的。发明人认为这种改变和变型是在本发明的范围内的。也可以理解本

发明的范围不应当被解释为被限制于在此所披露的具体实施例,而是在阅读前述公开内容的基础上以所附的权利要求书为限。



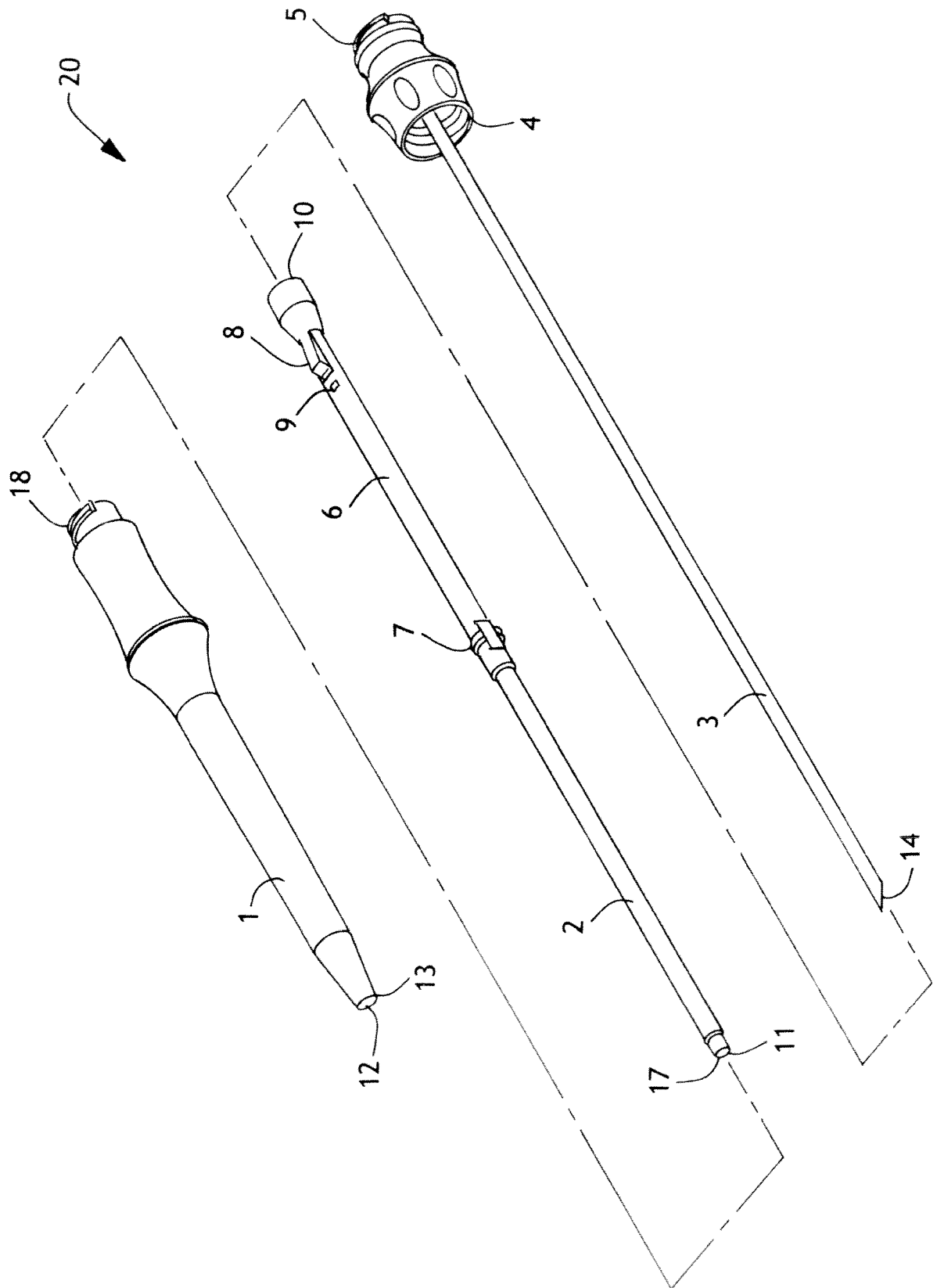


图 1

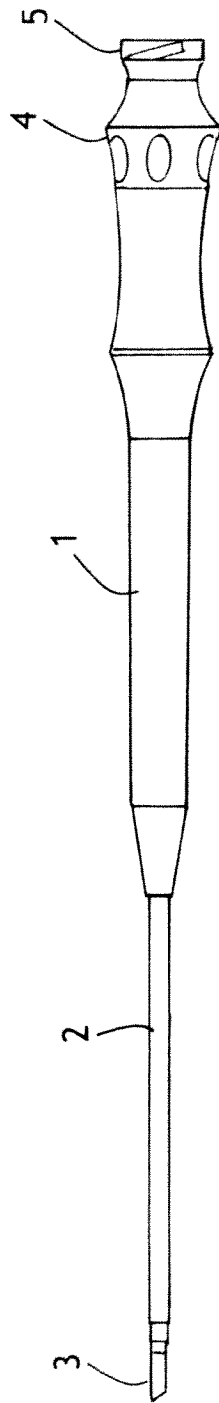


图 2

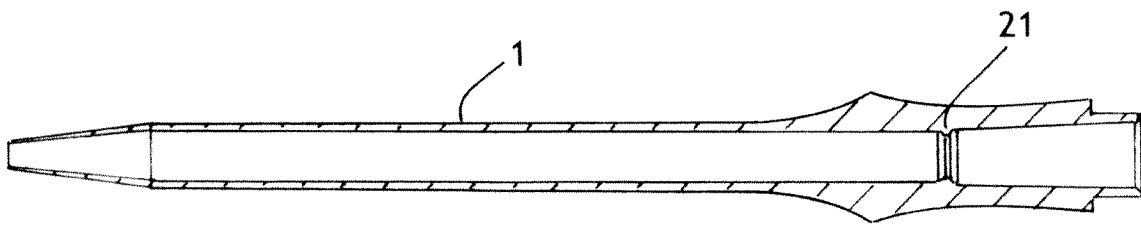


图 3

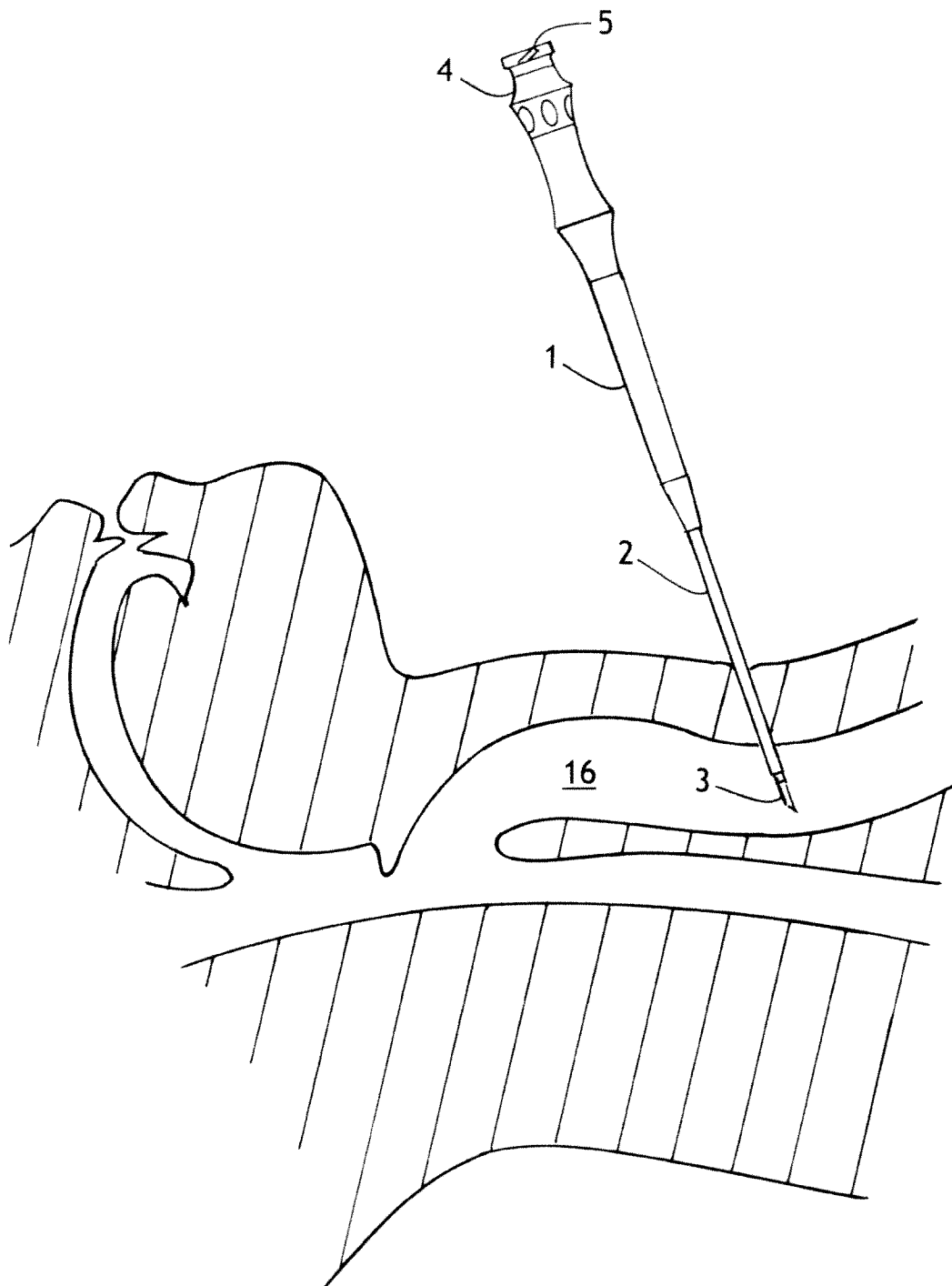


图 4

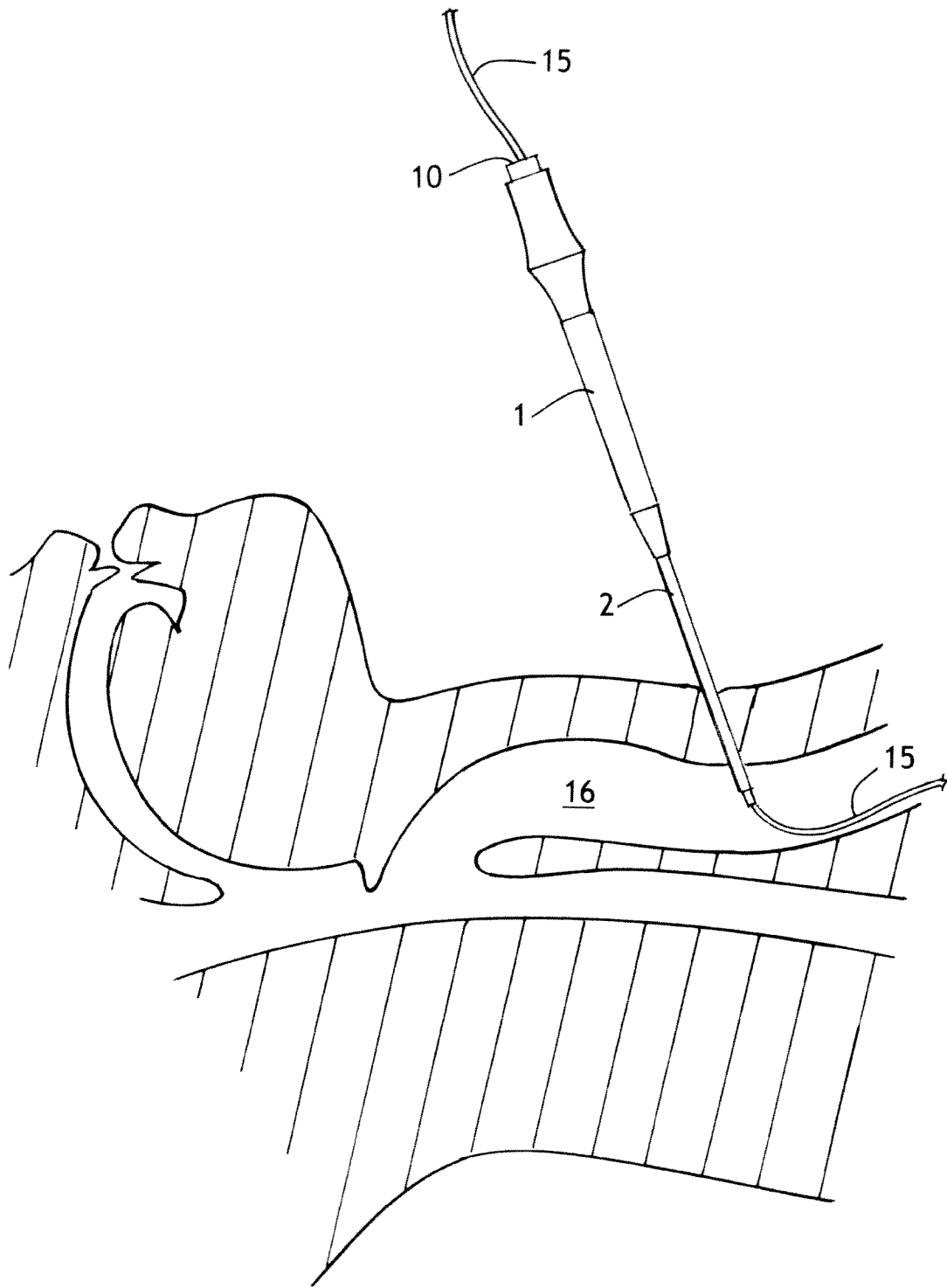


图 5

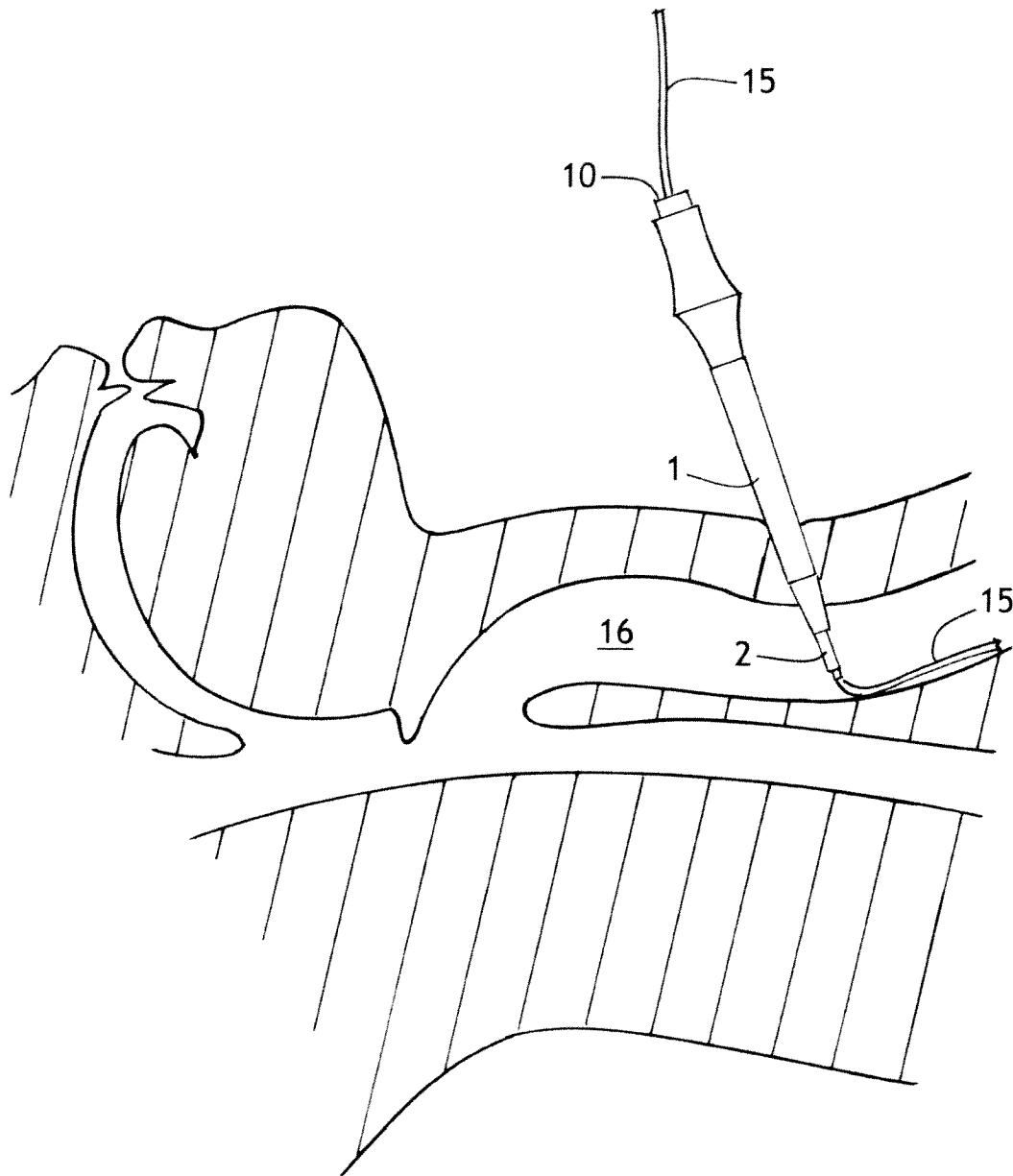


图 6