



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109069807 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201780018304.2

(22)申请日 2017.03.17

(30)优先权数据

62/310,496 2016.03.18 US

62/349,461 2016.06.13 US

15/430,967 2017.02.13 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/CA2017/050343 2017.03.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/156636 EN 2017.09.21

(71)申请人 加拿大莱博瑞医疗技术公司

地址 加拿大安大略省

(72)发明人 皮特·施伦普夫 英·汉·高平

马蒂亚斯·斯塔德勒

特里斯坦·齐默尔曼

布赖斯·史密斯

(74)专利代理机构 北京派特恩知识产权代理有限公司 11270

代理人 康艳青 姚开丽

(51)Int.Cl.

A61M 25/16(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

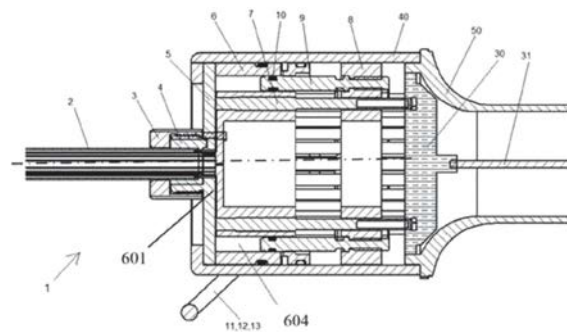
A61M 25/10(2013.01)

(54)发明名称

用于解剖测压法的多通道导管连接

(57)摘要

一种解剖学测压法导管系统,其包括在远端上并且被配置为可充气 and/或可放气的多个气囊。所述系统包括与导管组件同轴对齐的连接器组件,所述连接器组件可连接至导管的近端。所述连接器组件可具有与所述导管的所述近端连接连接器接口。所述连接器组件可包括:包括多个通道的歧管,其被配置为通过其朝着相应导管腔递送压力传递介质,以用于为一个或多个气囊充气。所述连接器组件可包括与所述导管流体耦联的装料机构,其通过共同的致动机构,促进为多个气囊中的每个气囊充气,以便为所述多个气囊中的每个气囊同时装料。



权利要求书4页 说明书12页 附图16页

1. 一种用于解剖学测压系统的连接器组件,所述解剖学测压系统包括大体上为细长形状并且具有中心轴的导管,所述导管具有远端和近端,所述远端被配置为插入患者内腔,用于测量压力,所述近端与所述远端相对,所述导管进一步包括允许压力传递介质通过的多个导管腔,所述导管进一步包括在所述远端上的多个气囊,每个气囊与所述多个导管腔中的一个流体耦联,以便接收所述压力传递介质,每个气囊被配置为可充气 and/或可放气,所述连接器组件包括:

连接器接口,其可连接至所述导管的所述近端并且与其同轴对齐,所述连接器接口具有对齐元件,以允许所述导管和所述连接器接口之间的对齐;

歧管,其具有

多个轴向通道,其在与所述中心轴平行的方向上定向,使得当所述导管连接至所述连接器接口并且通过所述对齐元件与其对齐时,每个轴向通道与相应的导管腔对齐,

多个径向通道,其在径向方向上定向,所述径向方向垂直于所述中心轴,每个径向通道与相应的轴向通道流体耦联,

所述歧管与所述连接器接口连接;以及

装料机构,其经所述连接器接口,通过互补连接可连接至所述导管,所述装料机构包括多个波纹管,所述多个波纹管与所述歧管的所述多个径向通道中的一个或多个和所述多个轴向通道中的一个或多个流体耦联,以便允许来自所述装料机构的所述压力传递介质向所述导管腔传递,每个波纹管具有第一端和第二端,

当所述歧管通过所述互补连接与所述连接器接口连接时,所述波纹管被共同致动,所述被共同致动的波纹管进一步允许同时为所述多个气囊中的每个气囊装料。

2. 根据权利要求1或任一项前述权利要求所述的连接器组件,其中所述多个波纹管被共同安置在波纹管罩上,所述波纹管罩与所述导管的所述中心轴同轴,由此每个波纹管具有与所述导管的所述中心轴平行的波纹管轴。

3. 根据权利要求2或任一项前述权利要求所述的连接器组件,其中每个波纹管的所述第一端接触所述歧管的第一表面,并且每个波纹管的所述第二端接触所述波纹管罩。

4. 根据权利要求3或前述权利要求任一项所述的连接器组件,其中所述多个径向通道被限定在所述歧管的第二表面上,所述第二表面与所述第一表面相对。

5. 根据权利要求2或任一项前述权利要求所述的连接器组件,进一步包括压力变换器罩,所述压力变换器罩具有多个压力传感器,所述压力变换器罩与所述导管的所述中心轴同轴对齐,所述压力变换器罩接触所述波纹管罩,以便当所述波纹管给所述气囊加压时接收来自所述导管腔的压力测量。

6. 根据权利要求2或任一项前述权利要求所述的连接器组件,其中当所述导管与所述连接器接口断开连接时,所述歧管和所述波纹管罩间隔第一轴向距离,当所述导管被锁定至所述连接器接口和/或已经开始装料时,所述歧管和所述歧管和所述波纹管罩间隔第二轴向距离,所述第二轴向距离小于所述第一轴向距离。

7. 根据权利要求1或任一项前述权利要求所述的连接器组件,其中所述多个轴向通道至少部分地被限定在所述歧管的主体部分中。

8. 根据权利要求1或任一项前述权利要求所述的连接器组件,其中每个径向通道包括第一径向开孔和第二径向开孔,所述第一径向开孔与相应的波纹管的所述第一端耦联,并

且所述第二径向开孔与所述相应的轴向通道耦联。

9. 根据权利要求8或前述权利要求任一项所述的连接器组件, 其中所述第一径向开孔具有第一径向开孔尺寸并且所述第二径向开孔具有第二径向开孔尺寸, 所述第一径向开孔尺寸大于所述第二径向开孔尺寸。

10. 根据权利要求1或任一项前述权利要求所述的连接器组件, 其中每个径向通道大体上沿着径向方向逐渐变细。

11. 一种用于解剖学测压系统的连接器组件, 所述解剖学测压系统包括大体上为细长形状并且具有中心轴的导管, 所述导管具有远端和近端, 所述远端被配置为插入患者内腔, 用于测量压力, 所述近端与所述远端相对, 所述导管进一步包括允许压力传递介质通过的多个导管腔, 所述导管进一步包括在所述远端上的多个气囊, 每个气囊与所述多个导管腔中的一个流体耦联, 以便接收所述压力传递介质, 每个气囊被配置为可充气 and/或可放气, 所述连接器组件包括:

连接器接口, 其可连接至所述导管的所述近端并且与其同轴对齐, 所述连接器接口具有对齐元件, 以允许所述导管和所述连接器接口之间的对齐;

歧管, 其具有多个通道, 当所述导管连接至所述连接器接口时, 每个通道与相应的导管腔对齐, 允许所述压力传递介质向所述导管腔传递,

所述歧管与所述连接器接口通过旋转互补连接而旋转连接, 所述连接器接口可相对于所述歧管旋转; 以及

装料机构, 其与所述导管和所述连接器组件耦联, 所述装料机构包括被共同安置在波纹管罩上的多个波纹管, 每个波纹管与所述歧管的多个通道流体耦联,

所述连接器接口相对于所述歧管的旋转允许所述歧管相对于所述波纹管罩轴向移位, 以便同时致动位于所述波纹管罩上的每个波纹管, 所述被共同致动的波纹管进一步允许同时为所述多个气囊中的每个气囊装料。

12. 根据权利要求11或任一项前述权利要求所述的连接器组件, 其中所述歧管进一步包括靠近其外周界限定的斜坡部分。

13. 根据权利要求12或任一项前述权利要求所述的连接器组件, 其中所述连接器接口包括朝着所述歧管轴向延伸的多个销, 其中, 所述旋转互补连接包括所述多个销与所述歧管的所述斜坡部分的接合。

14. 根据权利要求13或任一项前述权利要求所述的连接器组件, 其中当所述连接器接口相对于所述歧管旋转时, 所述连接器接口的每个销在所述歧管的所述斜坡部分上移动。

15. 一种解剖学测压法导管系统, 其包括:

导管, 其大体上为细长形状并且具有:

中心轴,

远端和近端, 所述远端被配置为插入患者内腔, 用于测量压力, 所述近端与所述远端相对,

多个导管腔, 其允许压力传递介质通过,

在所述远端上的多个气囊, 每个气囊与所述多个导管腔中的一个流体耦联, 以便接收所述压力传递介质, 每个气囊被配置为可充气 and/或可放气;

连接器组件, 其与所述导管同轴对齐, 所述连接器组件可连接至所述导管的所述近端,

所述连接器组件具有：

连接器接口，其连接至所述导管的所述近端并且与其同轴对齐，

歧管，其包括多个通道，并且被配置为通过其朝着相应的导管腔递送压力传递介质，以用于为一个或多个气囊充气，以及

装料机构，其与所述导管流体耦联，所述装料机构包括多个加压装置，由此所述多个加压装置的致动促进为所述多个气囊中的每个气囊充气，每个加压装置通过可共同的致动机构同时致动，以便为所述多个气囊中的每个气囊同时装料。

16. 根据权利要求15或任一项前述权利要求所述的解剖学测压法导管系统，其中所述加压装置包括被安置在波纹管罩上的多个波纹管，所述波纹管罩与所述导管的所述中心轴同轴，由此每个波纹管具有与所述导管的所述中心轴平行的波纹管轴，由此当所述连接器接口与所述导管连接时，所述波纹管可被共同致动，以便为所述多个气囊中的每个气囊同时装料。

17. 根据权利要求15或任一项前述权利要求所述的解剖学测压法导管系统，其中所述加压装置包括多个装料活塞，并且所述共同的致动机构包括致动手柄，每个装料活塞与相应的导管腔和所述多个通道中的相应通道耦联，其中每个活塞可通过在所述致动手柄上施力而共同致动，以在与所述导管的所述中心轴平行的方向上移动每个活塞，以便在所述相应通道中朝着所述相应气囊传递压力传递介质，从而为所述相应气囊装料。

18. 根据权利要求15或任一项前述权利要求所述的解剖学测压法导管系统，其中所述导管进一步包括被定位成中心围绕所述中心轴的中心腔，所述中心腔大体上由所述多个导管腔围绕，所述中心腔与所述多个导管腔流体隔离。

19. 根据权利要求18或任一项前述权利要求所述的解剖学测压法导管系统，其中所述中心腔被配置为将液体递送至所述患者内腔。

20. 根据权利要求15或任一项前述权利要求所述的解剖学测压法导管系统，其中每个气囊位于所述导管的外周界上，并且其中所述导管包括多个径向开孔，每个径向开孔位于对应于相应气囊的位置，所述多个径向开孔被配置为使每个气囊与相应导管腔流体耦联。

21. 根据权利要求15或任一项前述权利要求所述的解剖学测压法导管系统，进一步包括多个压力传感器，每个压力传感器被配置为当所述加压装置为所述气囊加压时，接收来自相应导管腔的压力测量。

22. 根据权利要求21或任一项前述权利要求所述的解剖学测压法导管系统，进一步包括电连接模块，所述电连接模块与所述多个压力传感器电耦联并且产生对应于所测量的压力的电力输出。

23. 根据权利要求22或任一项前述权利要求所述的解剖学测压法导管系统，其中所述导管包括多个电连接器，所述电连接器被配置为测量电阻抗和/或其它生物测量值，所述导管的所述电连接器与所述电连接模块可操作地耦联。

24. 根据权利要求23或任一项前述权利要求所述的解剖学测压法导管系统，其中所述导管包括

一个或多个腔，其沿着所述导管纵向延伸，以及

一根或多根传感器电线，每根传感器电线位于相应的腔中，每根传感器电线与所述多个电连接器中的对应电连接器连接，以便允许测量电阻抗和/或其它生物测量值。

25. 根据权利要求22或任一项前述权利要求所述的解剖学测压法导管系统,进一步包括与所述电连接模块可操作地耦联的存储器模块、处理器模块和通信模块中的至少一个,所述存储器模块、处理器模块和通信模块中的至少一个被配置为确定

与所述解剖学测压系统连接的所述导管之前是否已经使用过,以及在所述导管之前已经使用过的情况下导管在之前已经使用的持续时间。

用于解剖测压法的多通道导管连接

[0001] 相关申请

[0002] 本申请要求2016年3月18日提交的美国临时专利申请号62/310,496、2016年6月13日提交的美国临时专利申请号62/349,461和2017年2月13日提交的美国非临时专利申请号15/430,967的权益,其各自的全部内容通过引用并入本文。

背景技术

[0003] 今天的医学从业人员利用导管接近身体的内部区域,为了获得和记录期望的身体参数的客观测量值。在一个例子中,在直肠测压期间,量化肛门和直肠中的压力,给出可能在周围组织中存在的任何薄弱或不足的指示。直肠测压是广泛进行的测试,用于评估肛门括约肌功能和肛门直肠协调。常规上,已经使用并入有限数量的记录通道(通常小于或等于六个记录通道)的固态或灌有水的导管进行测压法。但是,随着高分辨率测压法的发展,增加数量的密集微变换器可用于大大提高这种测量的空间分辨率和测量圆周方向上压力变化的能力。而且,这种技术已经产生了上胃肠(GI)道的测压测试的典范转移,现在高分辨率测压法已经代替传统的测压法作为食道功能的金标准调查。一般而言,可量化的测量点越多,为专业人员提供的关于患者的临床情况的信息越多且描述越好。

[0004] 现有设备使用大量的压力连接端口且可能需要使用者单独连接每个端口,这可能浪费时间,并且很繁琐。

发明内容

[0005] 在一个方面中,本公开涉及解剖学测压法导管系统,其包括具有多个导管腔的导管,允许压力传递介质的通过。导管可具有多个气囊,其与多个导管腔中的一个流体耦联,以便接收压力传递介质。每个气囊可充气 and/或可放气。系统包括与可连接导管的导管组件同轴对齐的连接器组件。连接器组件可具有包括多个通道的歧管,其被配置为通过其朝着相应的导管腔递送压力传递介质,以用于为一个或多个气囊充气。连接器组件可具有与导管流体耦联的装料机构。装料机构可利于通过共同的致动机构,为多个气囊中的每个气囊充气,以便为多个气囊中的每个气囊同时装料。

[0006] 在另一方面中,连接器接口可具有对齐元件,以允许导管和连接器接口之间的对齐。此外,装料机构可包括多个波纹管,其与歧管的通道流体耦联,以便允许来自装料机构的压力传递介质向导管腔传递。当歧管通过互补连接与连接器接口连接时,波纹管可共同致动,以便为多个气囊中的每个气囊同时装料。

[0007] 在又一个方面中,歧管可通过旋转互补连接与连接器接口旋转连接,使得连接器接口可相对于歧管旋转。连接器接口相对于歧管的旋转可允许歧管相对于共同罩住每个波纹管的波纹管罩轴向移位,以便同时致动位于波纹管罩上的每个波纹管,共同致动的波纹管进一步允许为多个气囊中的每个气囊同时装料。

[0008] 在附图和以下描述中阐述了一个或多个实例的细节。根据说明书和附图以及权利要求,其它特征、目的和优点将是显而易见的。

附图说明

- [0009] 图1A是根据实施例,以充气配置使用的多通道导管连接系统的透视图;
- [0010] 图1B是沿着截面1B-1B所截取的图1A的多通道导管连接系统的截面图;
- [0011] 图2A示出了图1B的一部分,以显示导管子组件的细节;
- [0012] 图2B是根据实施例的多通道导管的一部分的透视图;
- [0013] 图2C是图2B中显示的多通道导管的另一透视图;
- [0014] 图2D是图2B中显示的多通道导管的侧视图;
- [0015] 图2E是图2B中显示的多通道导管的远端部分的透视图;
- [0016] 图2F是图2B中显示的多通道导管的远端部分的另一透视图;
- [0017] 图2G是图2B中显示的多通道导管的近端部分的透视图;
- [0018] 图3示出了图1B的一部分,以显示连接器子组件的细节;
- [0019] 图4A示出了图1A的一部分,以显示装料机构的细节,去除了外罩,以示出内部细节;
- [0020] 图4B是图4A的装料机构的截面透视图;
- [0021] 图4C-4E示出了图4A的装料机构的透视图,以显示手柄的各种位置,图4C和4D显示了开锁位置的手柄,并且图4E显示了锁闭位置的手柄;
- [0022] 图5是压力变换器子组件的透视图;
- [0023] 图6是电连接器子组件的透视图;
- [0024] 图7是根据另一实例的连接器的透视图;
- [0025] 图8是图7显示的、没有导管组件的连接器的透视图;
- [0026] 图9是图8的连接器的俯视图;
- [0027] 图10是图8显示的、没有其外罩的连接器的俯视图;
- [0028] 图11是沿着平面10-10所截取的图10的连接器的截面前视图;
- [0029] 图12A是图8的连接器的另一透视图;
- [0030] 图12B是根据另一实施例的连接器的透视图;
- [0031] 图12C是沿着线12C-12C所截取的图12B的连接器的截面透视图;
- [0032] 图13是沿着平面13-13所截取的图8的连接器的截面透视图;
- [0033] 图14是图8的连接器的歧管和装料组件的截面透视图;
- [0034] 图15是图14的歧管和装料组件的截面透视图;
- [0035] 图16是图14的歧管和装料组件的放大的截面图;以及
- [0036] 图17是图14中显示的装料组件的透视图。

具体实施方式

[0037] 图1A-1B分别示出了根据本公开的实施例的多通道导管连接系统1的透视图和沿着1B-1B截取的截面图。这种系统包括具有多个通道的导管2,其中流体柱(例如,空气或水)将压力从患者的解剖腔(例如,食道、肛门、直肠等)传递至罩在导管2的近端2a处的压力变换器7。图1A-1B中示出的实施例涉及以“装气”模式操作系统1,其中已知体积的密封空气柱为被罩在患者的解剖腔中的远端2b处的多个导管气囊40充气。空气柱将压力传递至位于近

端2a处的压力变换器7,从其可测定患者内腔的压力。

[0038] 图1A-1B中显示的导管连接系统1包括导管子组件2、3、4,充分示于图2A中。导管2的形状可大体上为细长的并且通常为中空,以利于穿过患者解剖结构。导管2包括远端2b和与其相对的近端2a。图2A中,近端2a靠近引用数字3-4,而远端2b不可见。使用期间,将远端2b置入患者内,以递送流体和/或测量患者的解剖腔的压力。

[0039] 继续参考图2A并且现在参考图2B,导管子组件2包括导管连接器4和螺纹帽3,其中导管2与导管连接器4耦联。导管连接器4包括多个易于滑动的(slip-on)夹子401和锥体402,用于与导管2的压力腔30和导管连接器4子组件上对应的通道配合,如下面将进一步描述的。导管2的远端2b,在这种情况下,可包括可被装料(例如,空气)的一个或多个导管气囊40。当被装料时,导管气囊40可充气并且其压力抵抗患者的解剖结构腔的压力(并且大小相同)。压力变换器7和与导管2连接的电连接可允许测量感兴趣的解剖学特征。如图2B中可见,导管2包括多个压力腔30,其围绕中心腔17的圆周设置。压力传递介质(例如,空气或水)可穿过压力腔30,如下面将进一步描述的,以确保压力测量。任选地,当系统1以下面图7A描述的灌注模式使用时,导管2也可用于将流体(例如,水)递送至患者。在一些实施例中,导管子组件2可为一次性的。在这种实施例中,指示物可提供在导管2上,以防止重新使用导管子组件。例如,可提供RFID芯片或类似的装置,用于防止重新使用导管子组件2。

[0040] 图2C-2G示出了适合与根据非限制性实施例的解剖学测压系统一起使用的示例性导管2的各种视图。参考图2C-3F,导管2显示为具有设置于其上的多个松弛的薄壁膜(例如,医用级气囊40),每个限定了内部可充气 and 可放气的容积。导管2可用于本文示出的任何实施例。导管2的远端2b包括软的柔顺尖端14,其促进导管2插入患者。柔软的尖端14可优选地由当尖端14遇到阻力,比如膀胱壁时,足够柔顺而偏转或弯曲的材料形成。可使用低硬度计塑料或弹性体,比如聚乙烯氯化物(PVC)或聚氨酯,其适合通过具有适当硬度/柔顺性的其它材料并且在受试者或患者使用是安全的。尖端14由从尖端14在其远端2b延伸至其近端上的一个或多个阳螺纹连接器的细长中空管15形成。中空管15由柔性的、生物相容的材料,比如PVC或聚烯烃形成,其具有足够的特性,比如壁厚,以抵抗在通常情况下的坍塌,且其长度尺寸被设置成使其从患者的内腔(例如,食道)内延伸至患者的口部或鼻子的外侧。

[0041] 在一个方面中,中空体包括中心腔17。中心腔17从导管2的近端2a延伸至远端2b。一个或多个次级腔30(也称为“监测腔”)设置在中空管15中,如图2D中更充分显示。在一个方面中,次级腔30是中空的并且包括一个或多个柔性的、生物相容的材料,比如聚氨酯并且由或与中空管15的侧壁16一体形成。次级腔30的直径尺寸被设置成使其适合在中空管15中并且留下足够的空间,用于流体穿过中心腔17。次级腔30可在导管2的基本上(例如,全部)长度上延伸。

[0042] 根据一个方面,多个腔30设置在中空管15的中心腔17和侧壁16之间。靠近侧壁16的外部,第一组腔30a围绕侧壁16的内圆周设置。靠近侧壁16的内部(或中心腔17),第二组腔30b围绕侧壁16的内圆周设置。第一组腔30a彼此偏置或间隔开,以便在每个腔30之间提供一部分侧壁16。第一组腔中每个腔30a之间的一部分侧壁16为在相邻的腔30a之间放置开孔46b,并且接近一个腔30b提供了空间。贯穿中空管15的侧壁16产生开孔46a,从而开孔46a与次级腔30b流体连通。同样地,贯穿中空管15的侧壁16产生开孔46b,从而开孔46b与次级腔30b流体连通。在一个方面中,没有腔30可彼此流体连通。

[0043] 松弛的、顺从压力的元件(例如,气囊40等)40与每个次级腔30(通过对应的开孔46)流体连通并且被定位成围绕在对应于开孔46的位置处的相对非顺从的中空管15。填充有空气的顺从压力的元件40,在一个方面中,被构造为当向其施加压力时偏转或变形(例如,由于体内组织收缩,体腔中的压力增加),并且当从其去除压力时再次膨胀(例如,随后在收缩的组织松弛之后,压力下降)。因此,特别合适的压力顺应构件40可以是由薄壁的、柔性的、低硬度材料(例如**C-Flex®**弹性体)形成的医用级球囊40,其在压力的小幅增加下相对容易变形。在其中许多气囊40围绕导管2的纵轴设置的方面中,导管2在食道(或其它体腔)中提供了可同时进行测量的、增加数量的点。这改善了在体内进行的测试质量并且可缩短医学程序的长度。

[0044] 当被充气时,气囊40可具有大体上为球形的形状,但是本公开考虑其它形状。气囊40可围绕次级(或监测)腔30的开孔46设置并且附接至次级(或监测)腔30的开孔46,并且其在气囊40的一端42被热密封。空气占据了次级腔30的内部,在使用导管2之前为大气压。所以,附接至次级腔30(包括在阳螺纹连接器60中延伸的次级腔30的任何部分)的次级腔30和气囊40可形成或限定空气柱,其从阳螺纹连接器60的内侧延伸至接近导管2的尖端14。当导管2附接至母连接器时,如下面进一步所阐明的,空气柱变成填充有或“装有”另外数量的空气。被装入空气柱的另外的空气部分填充气囊40至选择的容积。由于其薄壁和在其结构中使用低硬度材料,气囊40的材料非常易弯曲。这样,利用给定的气囊40外部的压力变化,气囊40容易显著变形,而没有气囊40本身的材料引入的制品。气囊40的材料可,例如,为约30A肖氏硬度计硬度。用于形成次级腔30的适当材料可为1-2mm壁厚的**C-Flex®**合成弹性体,或具有类似耐久性和弹性的任何其它类似材料或具有适合本文指定的设计和用途的特征的其它材料。无论采用的材料如何,当气囊40的内部排气至大气压时,应需要小于5mm Hg的最大外部压力使气囊40坍塌,但是气囊40被设计为可在5mm Hg至200mm Hg的压力范围内操作。气囊40可以任何适当的方式附接至次级或监测腔30的一端。但是,通过使气囊40位于次级腔30的开孔46之上并且围绕气囊40的相对端48的圆周使气囊40固定,将气囊40附接至次级腔30。可通过激光器焊接、粘合剂粘合、RF焊接、感应焊接、热空气焊接,或用于使气囊40固定至导管2的其它适当的方法使气囊40固定。

[0045] 根据图2E中最佳示出的一个方面,多个气囊40由单个套筒41形成。例如,柔性的低硬度计材料(例如,PVC、弹性体等)的单个圆柱套筒41围绕中空管15的外部设置。圆柱套筒41在沿着套筒41的纵向长度的不同端点42被固定至中空管15的主体,在未固定至中空管15的固定点之间留下空间。固定点42之间的套筒41的未固定区域限定了气囊40。

[0046] 根据图2F中最佳示出的另一方面,多个气囊40由柔性的低硬度计材料(例如,PVC、弹性体等)的单个套筒41形成。圆柱套筒41在沿着套筒41的纵向长度的不同端点42固定至中空管15的主体,在未固定至中空管15的固定点之间留下空间。固定点42之间的套筒41的未固定区域限定了气囊40。在图2F的实例中,导管的大量的气囊40可由单个套筒41形成。例如,所有气囊40可由单个套筒41形成。另外,套筒41可一直延伸至导管的尖端14。有利地,这种实施例随着套筒41从对应于气囊的区域过渡,可减少靠近远端尖端的任何尖锐边缘。此外,结合使用单片材料的一系列气囊可节省装配劳动并且在制造导管时可节省成本。

[0047] 本公开的多个方面包括患者食道(或其它体腔)中的气压监测。当结合食道运动性研究(EMS)使用时,多个气体填充的压力监测气囊40围绕导管2的纵向长度设置。一旦插入

患者的食道,在患者吞咽时,压力变换器7检测作用在气体填充的气囊40上的压力的变化。在某些程序中,对气体填充的气囊40必须“调零”或校准,然后“装入”大量空气并且插入患者。即,在“装料”之前,必须去除气囊40中任何夹带的空气,然后装料以确保为气囊40充气至其校准容积。

[0048] 在一些实施例中,导管2可具有电传感器,以允许在阻抗和/或其它生物测量,比如EMG、ECG、pH等中,使用本实例的测压系统。在一个方面中,传感器电线可延伸通过导管2的中心腔17并且延伸通过贯穿导管2的侧壁16制备的开口至导管2的外侧,但是在另一方面中,中心腔17不含电线,以利于导管2的弯曲和/或压缩。例如,在这种实施例中,涂有聚酰胺的传感器电线或其它导电元件可设置在一个或多个监测腔30中并且沿着导管2的纵向长度从导管2的近端2a延伸穿过监测腔30至终点。在其近端,每根电线与位于电连接器中的电触头和/或与电连接器耦联的电触头耦联。对应的电触头位于电缆组件中和/或与电缆组件耦联。在一些实施例中,传感器电线可在围绕导管2不同的纵向长度终止并且与围绕导管2外部设置的电极、电感传感器或电阻抗排列耦联。在一些类似的实施例中,导管组件的电接头和/或电连接器可与软件接口连接,以利于电信号、测量值等向使用者传递和/或显示。

[0049] 继续前述实例,设置在导管2中的传感器电线与包括多通道阻抗转换器的阻抗测量系统连接,所述多通道阻抗转换器用于将待测量的阻抗转变成更方便记录和显示的信号形式,包括电压或电流信号。多通道阻抗转换器的信号输出应用于多通道绘制或记录设备。信号输出也可通过可包括进一步信号加工和显示系统的信号处理器处理。除了上面提到的阻抗测量,导管2可沿着其纵轴配备一个或多个温度测量探针,用于温度测量。导管2也可用于接收先于器官的机械收缩以及同时的被检查器官的电功能刺激或激发的EMG信号。在一个方面中,生物信号放大器和/或变换器可连接至一根或多根传感器电线,用于同时接收电生物信号,比如pH、EMG和ECG信号。类似地,电源可连接至传感器电线,用于正在接受测量的器官的电刺激或激活。

[0050] 返回参考图1B,再参考图3,多通道导管连接系统1包括连接器子组件5、6。连接器子组件5、6与导管子组件2、3和4接口接触,如图1B中所示。例如,可装配连接器子组件5、6和导管子组件2、3、4,使得它们同轴对齐。连接器子组件5和导管组件的物理耦联提供了在患者内腔中的各个点测量压力的能力并且改善了测量分辨率,如下面将进一步描述的。

[0051] 如图3中可见,连接器子组件5包括前耦联器5和歧管块6。前耦联器5在前罩501接收导管子组件2、3、4并且通过前耦联器5的螺纹502和螺纹帽3的螺纹301(最佳见图2A)之间的互补连接锁闭导管子组件2、3、4。本公开的范围也考虑其它连接方法,比如推入配合、倒钩连接等(并且如图2G中所示)。在一些类似的情况下,最佳可见图2A和3,导管2的前耦联器4和螺纹帽3可包括一个或多个对齐元件505以旋转对齐导管子组件2和连接器子组件5。例如,示出的实施例中的对齐元件505是前耦联器4上的对齐狭槽505,其具有的形状允许插入对应的螺纹帽3的对齐元件,使得导管子组件2和连接器子组件5旋转对齐。螺纹帽3的对齐元件的形状和尺寸可被设置成使得如果它们相应的对齐元件不旋转对齐,螺纹帽3可能不可连接(例如,能够穿过前耦联器4)。

[0052] 歧管块6包括多个纵向通道603、604,其形状细长并且设置在与连接器6的中心轴平行的方向上。连接器6也包括多个横向通道601、602,其与纵向通道603、604流体耦联。变换器罩603罩住压力变换器7,而装料机罩604通过装料子组件促进为存在于导管2的远端2b

上的气囊40装料,所述装料子组件将在下面进一步描述。变换器罩603使得压力传递介质从中穿过并且到达压力变换器组件7(最佳见图1B),用于记录导管压力腔30内的压力(最佳见图2B)。

[0053] 从图1B和3显而易见的是,前耦联器5和歧管块6结合而沿着横向通道601、602形成密封路径,以使得压力传递介质自由穿过。例如,前耦联器5和歧管块6可通过机械方式,比如通过螺纹孔504、606的螺纹连接、螺栓或其它紧固件在端面503、605物理连接。

[0054] 现参考图4A和4B,多通道导管连接系统1包括装料机构。装料机构包括装料机支架8,和其上安装的具有密封部件10(例如,0形环)的多个装料活塞9。装料活塞9可在装料机罩604内移动,在导管2的远端2b为气囊40装料,以利于压力测量。

[0055] 返回参考图4A,装料机构包括具有臂12的手柄11,以利于活塞沿着图4A中显示的箭头“h”移动,这将使得为导管气囊40装料或卸料(例如,空气)。例如,装料机罩604中活塞9沿着方向“h”的线性移动可由手柄11通过沿着旋转方向“r”移动臂12和销13实现(例如,使手柄11朝着中心轴)。由于手柄11和臂12之间的物理连接,它们围绕销13处的枢轴旋转。将销13物理安装在装料机支架8上,并且由于手柄11在方向“r”上旋转,装料机支架8沿着方向“h”水平移动,而同时使活塞9移动。尽管提供上述实施例作为示意性实例,但是本领域技术人员可作出可选的实施例或修改。

[0056] 如图4C-4E中所示,手柄11可通过朝着连接器子组件5的中心轴(由虚线显示)旋转手柄11而被锁闭。任选地,可提供传感器1101(例如,磁性传感器、机械传感器或光学传感器),以确认围绕销13旋转的手柄11的一端1102是否与传感器1101成一直线,由此锁闭手柄11。一旦锁闭,装料机支架8移动,并且活塞9沿着“h”水平平移。返回参考图1B,活塞9的平移将装料机罩604中的空气柱推入径向向内朝着导管2的横向通道601,为导管气囊40装料。返回参考图2A和3,随着手柄11沿着方向“h”移动,导管2的端面203抵靠夹子401,而连接器4的端面403抵靠螺纹帽3的端面303。锥体402用作夹子401的输出孔,并且可与导管2的压力腔30密封接合(例如,被挤入/压入压力腔30),以形成密封连接。有利地,手柄11与多个活塞9连接,利于同时移动多个活塞9。这种实施例允许同时为多个气囊40装料和卸料、允许使用多个变换器的较高的测量分辨率,同时缩短了测量时间(例如,而不是分别为每个气囊40装料和卸料)。此外,本文公开的实施例,通过罩住单个装料机支架8中的多个活塞和装料机构为紧凑构造。其它装料机构,比如旋转螺纹活塞,或其它装料机构也在本公开的范围内。

[0057] 现参考图5,多通道导管连接系统1包括压力变换器7,其具有与流过装料活塞9和导管腔30之间的装料机罩604的压力传递介质(例如,流体)连通的多个压力传感器701。如上所述,压力变换器7存在于变换器罩603中和装料活塞9装料机罩604中。压力变换器7和装料活塞9通过由从导管压力腔30至装料机罩604的横向通道601、602形成的密封路径彼此自由连通。

[0058] 继续参考图5,压力变换器7包括压力传感器701、电导线702和罩703。示出的实施例中的压力传感器701可设置在压力变换器7的罩的前端。此外,返回参考图1B、3和5,压力传感器701被罩住,以便在装料活塞9和导管腔30之间接触装料机罩604。电导线702设置在与压力传感器701相对的压力变换器7的一端。电导线702可与下面将被进一步描述的电连接器子组件31、31电连接。

[0059] 现参考图6,多通道导管连接系统1包括电连接器子组件31,用于将电信号从压力

变换器7发射至输出。电连接器子组件31被罩在罩50中并且包括电连接适配器31,其接收和容纳腔301中的多个压力传感器变换器7并且将电力输出导线702转化成连接器端子302(例如,母端子),其可与电力输出连接器31的互补的(例如,公端子)连接器310耦联。输出连接器31可具有电连接器端子311,用于连接至各种类型的医疗仪器。此外,电连接器子组件31、31可进一步包括电气端口,用于接收来自导管子组件2的其它电信号,比如EMG、ECG、生物阻抗、pH测量信号。

[0060] 使用时,空气装料系统可测量解剖学患者内腔(比如胃、食道、膀胱或直肠)的压力。导管2可首先插入患者内腔。导管2可接着通过螺纹帽3、连接器4和前耦联器5连接。通过朝着导管2的中心轴移动手柄11,并且将臂12锁闭在适当位置,可同时为压力传感气囊40装料。当这样锁闭时,压力传感气囊40(未显示)可接触患者内腔的内壁。压力变换器7与横向通道601(通过横向通道602)流体连通,由于这一点,来自气囊40的压力传回至罩在变换器罩603中的压力变换器7。当完成压力测量时,可通过在相反的方向上移动手柄11并且解锁臂12,同时全部释放压力传感气囊40,其后可从患者撤出导管2。任选地,可丢弃导管2,而可重新使用连接器子组件5。

[0061] 图7-18示出了根据另一实例的用于解剖学测压系统的连接器组件80。如图1-6中示出的系统的情况,图2C-2G和本文描述的导管子组件2可与连接器组件80一起使用。如图1-6的连接子组件5的情况,图7-18中显示的连接子组件80可与导管2的近端2a连接。此外,在图7-18示出的实施例中,但是,导管2具有与图2A-2B中示出的前耦联器4类似的近端耦联器81(最佳见图2G)。尽管图7示出了具有与其连接的导管2的连接子组件80,图8和9示出了没有导管2的连接子组件80。

[0062] 图10示出了连接器组件80的顶视图,未显示外罩82。连接器组件80包括连接器接口84,其可与导管2的近端2a连接并且与其同轴对齐。连接器接口84具有中心开口85,其被配置为用于接收导管2的近端2a,以及与其连接的近端耦联器81。连接器组件80也包括歧管86、传感器组件88和装料机构90。

[0063] 如在示出的实例中可见,连接器接口84可具有允许导管2和连接器接口84之间对齐的对齐元件87。例如,示出的实施例中的对齐元件是具有允许插入近端耦联器81的对应对齐元件的形状的对齐狭槽87。在这种实例中,如图2G中可见,近端耦联器81具有对齐键89,当近端耦联器81和连接器接口84旋转对齐时,其可被容纳在对齐狭槽87中并且穿过对齐狭槽87。如果近端耦联器81和连接器接口84未旋转对齐,连接器接口84的对齐元件的形状和尺寸可被设置成使其防止近端耦联器81从其穿过。

[0064] 现参考图11,示出了具有与其连接的导管2的连接子组件80的截面图。如其中可见,连接器组件80包括歧管86,其通过与连接器接口84的互补连接与导管2流体耦联。歧管86与近端耦联器81同轴地旋转对齐,使得近端耦联器81的底面91被固定成接触歧管86的顶面92并且在歧管86的顶面92的上方。在示出的实施例中,近端耦联器81的对齐键89伸出超过近端耦联器81的底面91,以便被容纳在歧管86的顶面86C上限定的凹陷94中。从图11的截面图显而易见的是,一旦近端耦联器81被容纳在凹陷94中并且与歧管86旋转对齐,当连接器接口84在其后旋转时,近端耦联器81,和因此导管2可不相对于歧管86旋转,而在使用时仍旋转不动。但是,连接器接口84可相对于导管接口和/或歧管86旋转。

[0065] 再次参考图10,连接器接口84可旋转至三个旋转位置中的一个:释放位置“R”、锁

闭位置“L”和装料位置“C”。例如,如图10中可见,当连接器接口84在释放位置“R”时,对齐狭槽87和对齐键89彼此对齐,并且对齐键89的底部被容纳在凹陷94中。在该位置,导管2可从连接器组件80释放(例如,通过提起导管组件,使其远离连接器组件80)。连接器接口84围绕中心轴的旋转可使其从释放位置“R”移动至锁闭位置“L”。在锁闭位置“L”,因为对齐键89未与对齐狭槽87对齐,导管组件可能不可从连接器组件80移除。如本文使用的,术语“对齐”当在对齐元件的背景下使用时,可指由此连接器接口84的对齐元件和导管组件大体上形状互补,而允许连接器接口84和导管组件旋转对齐的情况。在一些类似的实施例中,导管组件的电触头和/或电连接器可发送电信号,以经由软件接口,将对旋钮的旋转位置“R”、“L”或“C”的反馈提供给使用者或操作人员。有利地,这种实施例可允许使用者或操作人员确认旋钮的状态而不必视觉上看到它。

[0066] 参考图11-14,歧管86包括在与导管的中心轴“0”平行的方向上取向的多个轴向通道96。再次参考图11,当导管2与连接器接口84连接并且与其旋转对齐时,歧管86的每个轴向通道与近端耦联器81上的相应开孔98对齐并且与近端耦联器81上的相应开孔98流体耦联(例如,通过插入孔98的夹子401),其接着与导管腔30轴向对齐并且与导管腔30流体耦联。所以,在一些实施例中,当导管2与连接器接口84连接并且旋转对齐时,歧管86的每个轴向通道与导管腔30流体耦联。如先前描述的,每个导管腔30可与气囊40流体耦联。因此,当连接时,每个轴向通道可与相应气囊40流体耦联(例如,间接地,经由近端耦联器81上的孔98和导管腔30)。这种连接可允许通过歧管86和导管腔30的流体耦联装料(例如,提供压力传递介质),而为气囊40充气,从而接收来自患者内腔的压力读数。

[0067] 图15是歧管86的顶透视图并且图16是图13中见到的歧管86的部分17的放大的截面图。如从这两幅图中可见,歧管86包括在径向方向上(并且垂直于连接器组件80的中心轴)定向的多个径向通道100。如本文使用的,术语“径向方向”可包括沿着半径的方向,例如,沿着连接歧管86的中心和歧管86的上表面86C的外周界132的方向。此外,术语“径向方向”也可包括以针轮方式设置的通道,其稍微偏离歧管86的上表面86C的半径。如从图15-16可见,径向通道100限定在歧管86的内部表面86B上,在垂直于中心轴“0”的平面中,而轴向通道96至少部分限定在歧管86的主体部分中。每个径向通道100与相应的轴向通道流体耦联,并且对应地与气囊40流体连接(例如,间接地)(例如,经由近端耦联器81上的孔98和导管腔30)。如下面将进一步描述的,径向通道100可与装料机构90流体耦联,以便允许压力传递介质通过其并朝向气囊40传递。

[0068] 在一些示例性实施例中,每个径向通道100可大体上沿着径向方向逐渐变细。这种实施例允许将装料机构(说明如下)与导管腔连接。例如,如图15中可见,径向通道100朝着中心轴“0”逐渐变细。每个径向通道100包括第一径向开孔102和第二径向开孔104。第一径向开孔102被定位成相对于第二径向开孔104离中心轴更远。此外,第一径向开孔102具有第一径向开孔102尺寸并且第二径向开孔104具有第二径向开孔104尺寸,第一径向开孔102尺寸大于第二径向开孔104尺寸。在示出的实施例中,第一径向开孔102和第二径向开孔104每个大体上为圆形。第一径向开孔102具有的直径大于第二径向开孔104的直径。如图16中可见,第二径向开孔104与相应的轴向通道耦联,并且具有的开孔直径大体上对应于(例如,等于,稍微大于,或稍微小于)轴向通道的直径。另一方面,第一径向开孔102的尺寸被设置成使其与如下所述的装料机构90连接。

[0069] 返回参考图12A,歧管86包括用于为气囊40装料的装料机构90。如图1-6的示例性实施例的情况,装料机构90可为个体气囊40共同装料。例如,装料机构90可被共同致动,以同时为每个个体气囊40装料,如下面将要描述的。

[0070] 如图11和16中可见,装料机构90包括多个波纹管110。每个波纹管可与相应的径向通道100、相应的轴向通道、相应的导管腔流体耦联(最佳见图11),并且接着,与相应的气囊40(图11和16中未显示)流体耦联。当连接时,波纹管110可允许压力传递介质从装料机构90朝着导管腔穿过。波纹管110可沿着中心轴“0”轴向压缩,以传递压力传递介质,从而为气囊40装料。如图17中显示,波纹管110围绕中心轴以对应于每个径向通道100的第一径向开孔102的位置的各种径向距离设置。例如,如图16和17中可见,每个波纹管具有第一端110A和第二端110B,由此波纹管的第一端110A与相应的径向通道100的第一径向开孔102耦联(直接或间接地,以便允许压力传递介质的通过)。歧管86可在对应于波纹管110的第一端110A的径向位置的位置包括开口112,以便允许波纹管110接触和/或穿过歧管86的至少第一表面86A。第一表面86A,例如,可为与在其上限定径向通道100的表面86B间隔开(例如,相对)的底面和/或表面。最佳可见图16的放大图,波纹管110的第一端110A穿过歧管86上的开口112,并且仍接触每个径向通道100的第一开孔102。

[0071] 当歧管86与连接器接口84连接时,共同致动波纹管110,以允许同时为多个气囊40的每个气囊40装料。例如,如图17中可见,在示出的示例性实施例中,波纹管110共同安置在波纹管罩114上,使得每个波纹管的第二端110B接触波纹管罩114。波纹管的第二端110B与第一端110A轴向相对并且可连接(例如,直接或间接地)至压力变换器罩116,用于感知与每个波纹管流体耦联的气囊40的压力。波纹管罩114可与导管2的中心轴同轴,由此每个波纹管具有与导管2的中心轴平行的波纹管轴。

[0072] 在一些实例中,当导管2与导管2接口断开连接时,歧管86和波纹管罩114间隔第一轴向距离120,然而,当导管2连接至、且锁闭连接器接口84并且已经开始装料时,歧管86和波纹管罩114间隔第二轴向距离122(由虚线示出)。第二轴向距离122可小于第一轴向距离120。这可对应于以下情况,其中波纹管110被“压缩”以便为气囊40装料。例如,波纹管110的压缩可使得朝着气囊40加压和提供流体压力传递介质,从而使得气囊40被装料。

[0073] 返回参考图12A-14,可通过导管2、歧管86的近端耦联器81和连接器接口84之间的互补连接实现波纹管110的压缩。例如,歧管86可通过旋转互补连接与连接器接口84旋转连接。这种连接可允许相对于彼此旋转连接器接口84和歧管86的至少一个。例如,歧管86(和与其连接的近端耦联器81)可相对于连接器接口84保持静止,而连接器接口84可围绕中心轴自由旋转。连接器接口84相对于歧管86的旋转可允许歧管86相对于波纹管罩114轴向移位,以便同时致动位于波纹管罩上的每个波纹管114。在轴向移位之前,歧管86和波纹管罩114可间隔第一轴向距离120,并且在轴向移位之后,歧管86和波纹管罩114可间隔第二轴向距离122(小于第一轴向距离120)。

[0074] 图12A-14示出了歧管86和连接器接口84之间的示例性互补连接。如其中所示,歧管86包括靠近其周界132限定的斜坡部分130。斜坡部分130可包括一个或多个斜坡表面130A、130B、130C、130D等。每个斜坡表面130可沿着歧管86的外周界132弯曲并且符合其围绕中心轴“0”的轮廓。每个斜坡表面130可包括第一斜坡表面端134和与其圆周相对的第二斜坡表面端136。第一斜坡表面端134和第二斜坡表面端136可轴向间隔和/或设置在不同的

轴向平面上。

[0075] 图12B和12C示出了连接器组件的另一示例性实施例。如图12B和12C中显示的连接器组件基本上类似于图12A的实施例,除了在此处描述的不同。在图12B和12C中,连接器组件具有基本上包裹歧管、装料机构和变换器罩的外罩137。如从图12B和12C可见,外罩137具有的直径大于歧管的直径,使得歧管被包裹在外罩137中。外罩137可为与连接器接口84物理分开的部件,使得当连接器接口旋转而为装料机构装料(如下面将进一步描述的)时,外罩137相对于连接器接口84保持旋转静止。此外,有利地,在图12B和12C的实施例中,连接器接口可任选地包括指抓138(而不是图12A的支撑表面139),以允许操作人员将转矩施加到连接器接口84上,以使其相对于歧管86旋转并且为装料机构装料。

[0076] 如图12A和13中可见,连接器接口84可包括一个或多个销140,其可沿着歧管86的对应斜坡表面130移动。销140从连接器接口84的底面142朝着歧管86伸出。所以,在一个实例中,旋转互补连接包括多个销140与歧管86的斜坡部分130的接合。例如,随着连接器接口84围绕中心轴“0”旋转,销140可在圆周方向144上(如图12A中所示),沿着斜坡表面130移动。

[0077] 参考图10和12A,起初,当导管2处在“释放位置”和/或不与连接器接口84连接时,销140可在斜坡部分130上靠着第一微凹陷146。在该位置,销140可具有突出物148,其在垂直于其中销140延伸的方向和/或垂直于中心轴的方向上延伸。突出物148可被容纳在歧管86上的对应凹陷150中。在该位置,歧管86相对于连接器接口84“锁闭”,使得减少和/或防止了歧管86和波纹管罩114之间的相对轴向移动。有利地,在一些类似的实例中,如果使导管2朝向连接器接口84并且受到挤压而与其接合(例如,使得歧管86上的夹子401被容纳在近端联轴器81的对应开口98中),与导管2和连接器接口84的连接相关的任何力可能不过早压缩波纹管110。

[0078] 当连接器接口84处在释放位置“R”时,对齐狭槽87和对齐键89彼此对齐,并且对齐键89的底部被容纳在凹陷94中。在该位置,导管2可从连接器组件80释放(例如,通过提起导管组件),而远离连接器组件80。

[0079] 随着销140从第一端110A移动至斜坡表面130,再至第二端110B(例如,沿着旋转方向144),连接器接口84可从释放位置“R”移动,在释放位置“R”,导管组件可从连接器组件80释放至锁闭位置“L”,在锁闭位置“L”,导管组件相对于连接器接口84锁闭。在该位置,销140可靠着第二微凹陷152。这种实施例利于为操作人员提供导管组件相对于连接器接口84锁闭的触觉反馈,并且连接器接口84的进一步旋转(例如,沿着旋转方向144)可使得波纹管110被压缩,并且可开始为气囊40装料。

[0080] 返回参考图10,上述歧管86和连接器接口84之间的旋转互补连接在近端联轴器81的对齐键89和连接器接口84的对齐狭槽87之间产生过盈配合和/或凸轮效应。当连接器接口84处于锁闭位置“L”(并且从释放位置“R”进一步旋转)时,销140靠在第二微凹陷152中。在该位置,最佳可见图13,对齐狭槽87可能未延伸至连接器接口84的底面142的整个距离,从而沿着中心轴“0”,在对齐键89和对齐狭槽87之间具有间隙。结果,导管2可能不相对于歧管86缠绕,即使连接器接口84相对于歧管86旋转。结果,当处在锁闭位置“L”时,对齐狭槽87未与对齐键89对齐,如从图10显而易见。例如,对齐键89的顶端154和对齐狭槽87的顶端156处在不同的旋转位置(例如,彼此不成一直线)。所以,导管组件可能不可从连接器组件80移

动。连接器接口84相对于歧管86的进一步旋转产生对齐狭槽87和对齐键89的某些部分之间的干扰。

[0081] 连接器接口84相对于歧管86沿着旋转方向144的进一步旋转可对应地进一步沿着斜坡表面130,朝着第二斜坡表面端136移动销140。销140可靠着第三微凹陷160。显而易见的是,每个斜坡表面130的第一微凹陷146和第三微凹陷160彼此圆周相对,但是,每个斜坡表面130具有的第一微凹陷146靠近相近斜坡表面130的第三微凹陷160。在该位置,对齐狭槽87的内部表面162可相对于对齐键89用作凸轮。如先前描述的,在一些类似的实施例中,导管组件的电触头和/或电连接器可发送电信号,以经软件接口为使用者或操作人员提供有关把手的旋转位置的反馈。有利地,这种实施例可允许使用者或操作人员确认把手确认把手的状态而不必视觉上看到它。

[0082] 在一些实例中,歧管86可包括多个导杆166,由此每个导杆166位于斜坡表面130的第一微凹陷146和相邻斜坡表面130的第三微凹陷160之间。导杆166延伸穿过歧管86(例如,表面86A和86D)和传感器板上对应的孔168。当连接器接口围绕轴“O”旋转时,导杆166可允许连接器接口之外的部件,比如歧管、压力变换器罩和装料机构保持旋转静置。如先前描述的,连接器接口84相应地相对于歧管旋转。当连接器接口84相对于歧管86旋转扭转时,使得连接器接口84的销140在歧管86的斜坡表面130上移动,产生的与该移动相关的力由导杆166传递,以便相对于波纹管罩114挤压歧管86。随着歧管86相对于波纹管罩114轴向移动,导杆166在歧管86的上表面86C上可伸出超过开口168。连接器接口84的进一步旋转可随着连接器接口84抵靠保持旋转静置的歧管上的表面(例如,靠近微凹陷160的突出部分)而停止。

[0083] 尽管图12A示出了限制歧管86(和除连接器接口84以外的连接器组件的部件)的旋转缠绕的导杆166,图12B和12C可选地示出了与歧管一起形成或以其它方式连接至歧管的旋转挡块170。旋转挡块170被容纳在外罩137的对应槽172中。当连接器接口84旋转(例如,通过缠绕指抓138)时,外罩137相对于连接器接口84旋转静置。此外,由于旋转挡块170和外罩137的槽17之间的耦联,歧管86不旋转,而相对于连接器接口84保持旋转静置。

[0084] 图17示出了没有歧管86的上表面的连接器组件80,并且波纹管罩114示出为具有半透明阴影。如其中可见,连接器组件80包括具有多个压力传感器701的压力变换器罩116。压力变换器罩116可与导管2的中心轴同轴对齐。压力变换器罩116可接触波纹管罩114,以便当波纹管110给导管气囊40加压时,接收来自导管腔30的压力测量。所以,压力变换器罩116可具有多个压力传感器701,每个压力传感器对应一个波纹管。图16示出了,例如,位于与波纹管110相同径向和/或圆周位置的两个压力传感器701。压力变换器7也可具有另外的传感器、一个或多个存储器和/或处理器模块、通信模块,和电连接,以与导管2的电连接器连接。在一些类似的实例中,集成的电连接和存储器模块可允许确定导管2之前是否已经使用过,以及在使用过的情况下导管2之前已经使用的持续时间。此外,这种实施例也可允许连接至导管2中的电气元件,以利于如上述的阻抗或其它生物测量(比如ECG、EMG、pH)。有利地,在这种实例中,如本文描述的导管组件的连接可为集成的流体连接和电连接。

[0085] 本公开的实施例有利地提供了具有与导管组件的简单连接的多通道测压系统。这种系统也有利地允许通过使用单个装料机构为多个气囊40同时装料,从而消除了导管组件和装料机构之间的复杂连接。此外,导管组件与连接器组件80的对齐和互补连接可利于将

导管组件与连接器组件80同时流体连接和电连接。

[0086] 已经描述了各种实例。这些实例和其它实例在本公开的范围内。

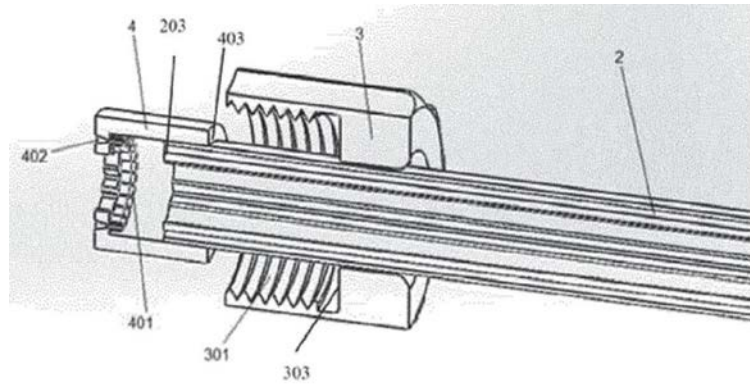


图2A

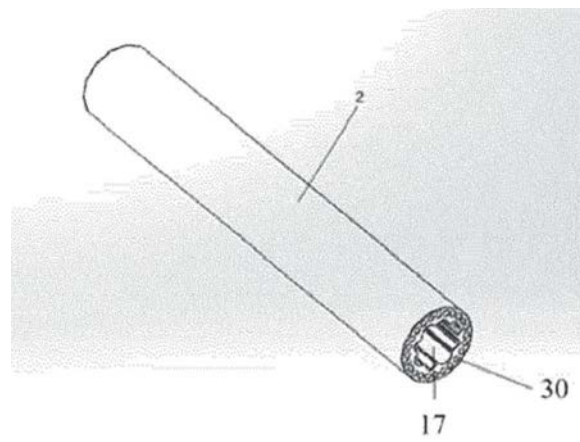


图2B

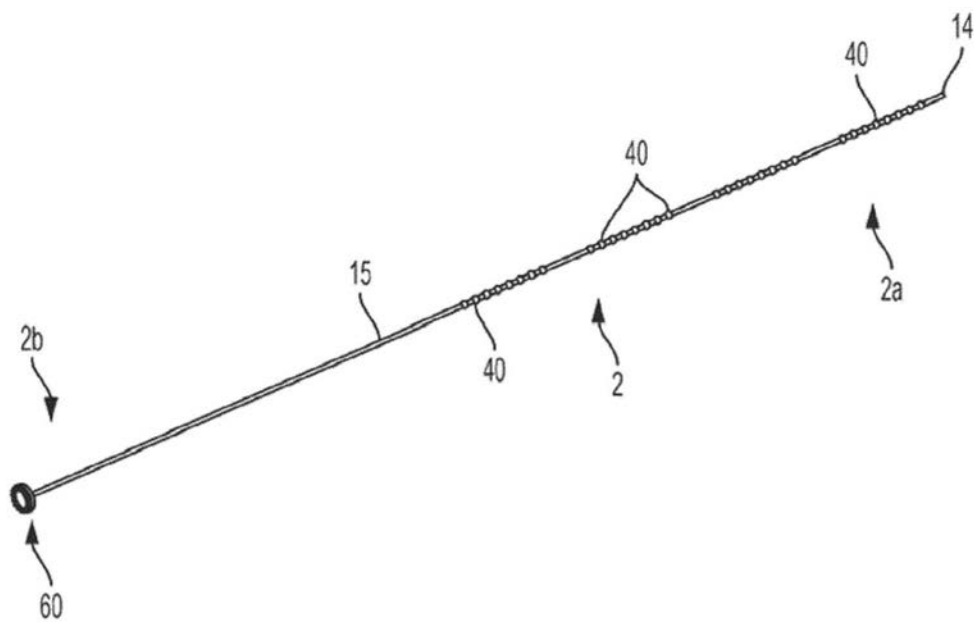


图2C

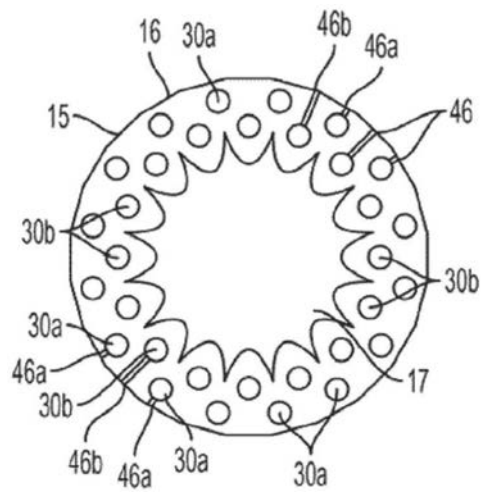


图2D

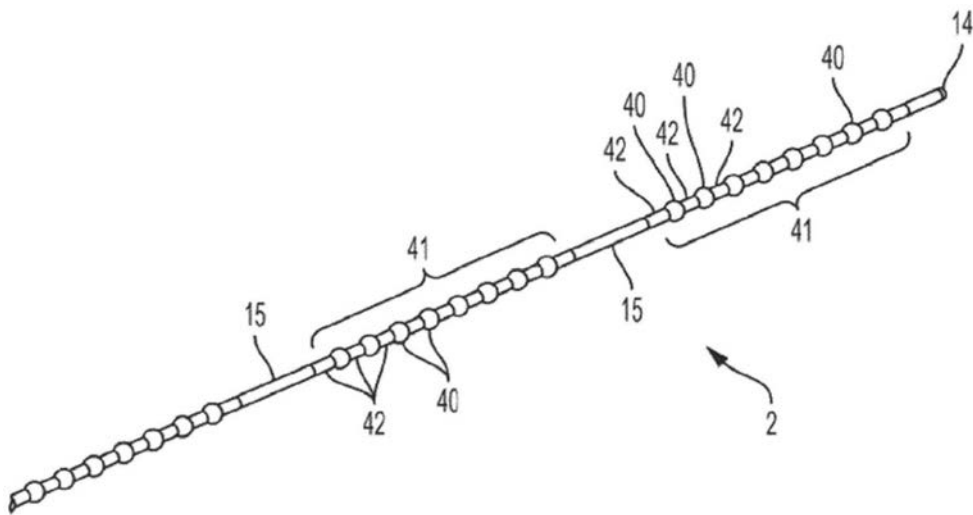


图2E

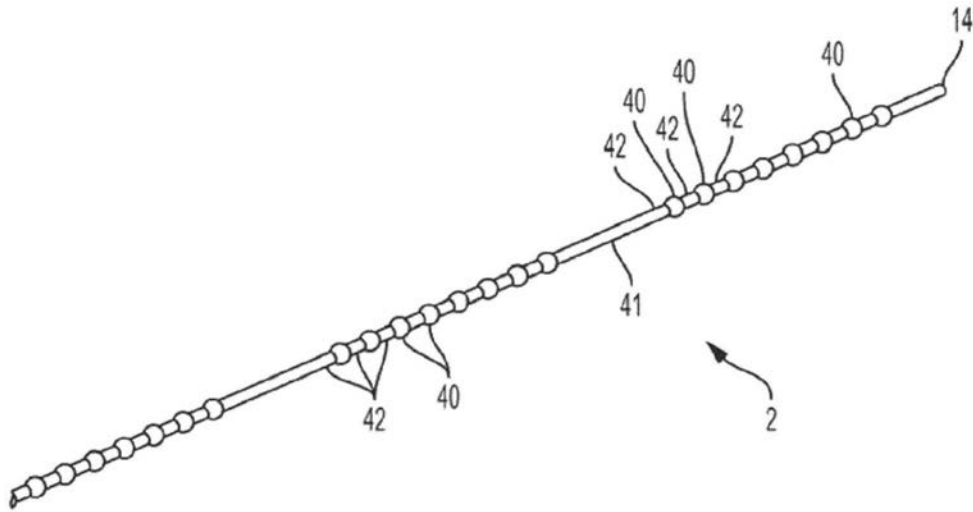


图2F

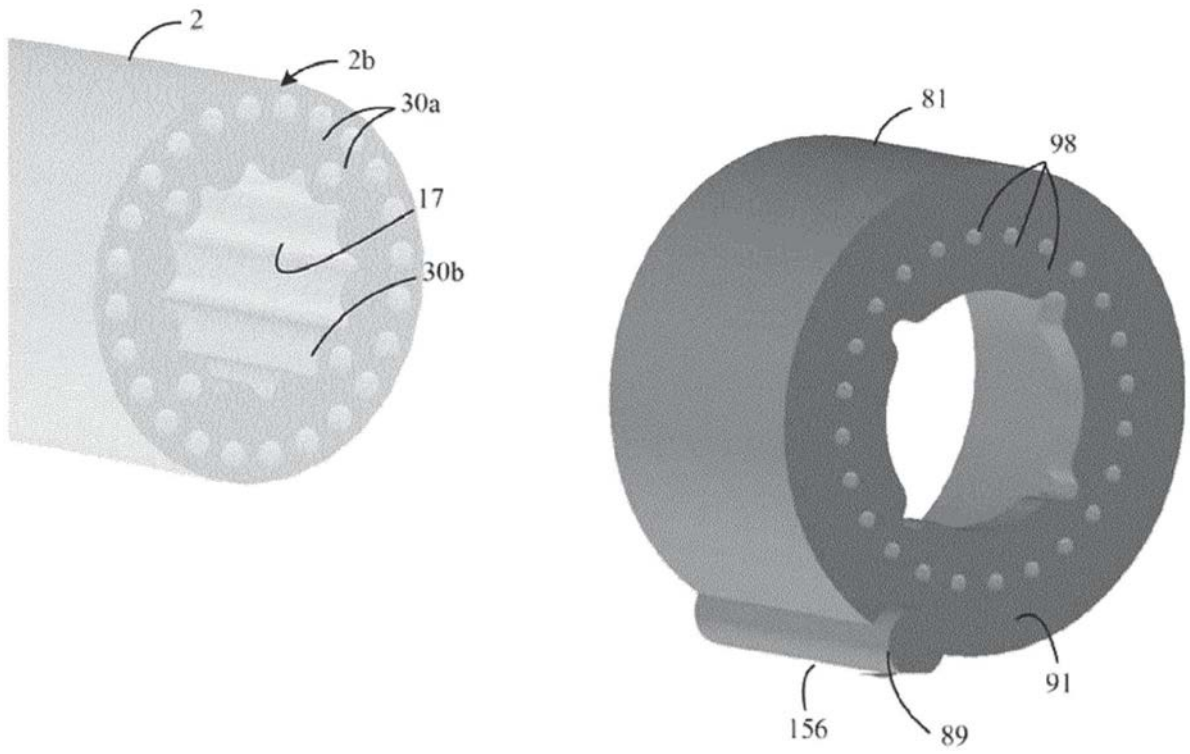


图2G

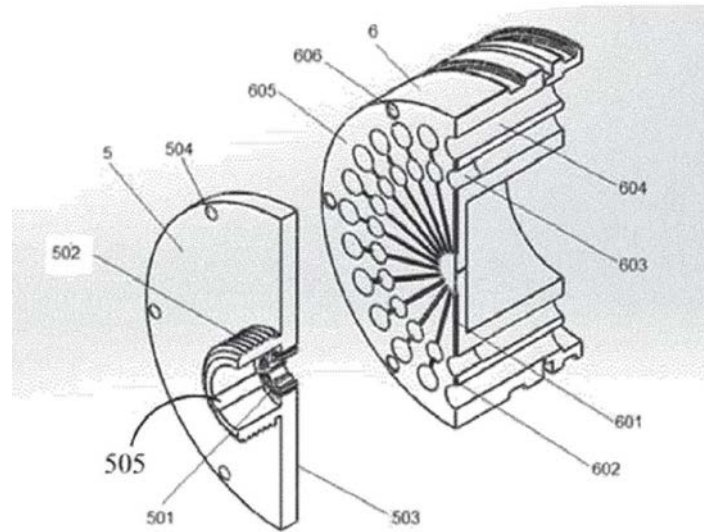


图3

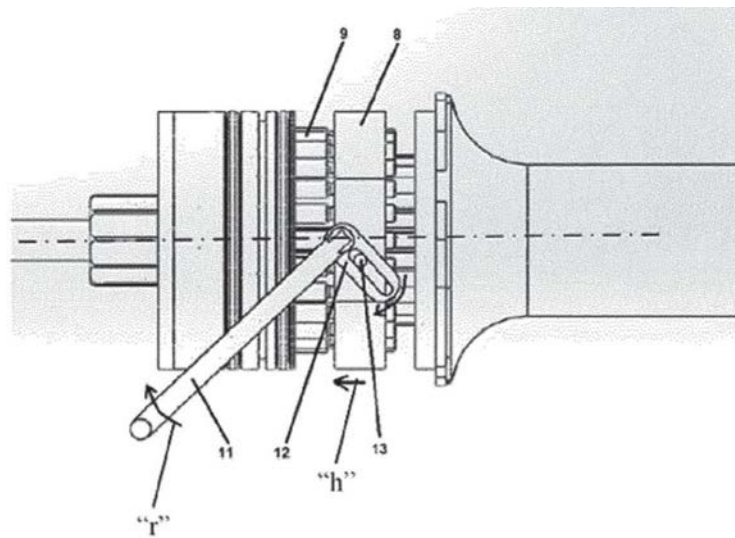


图4A

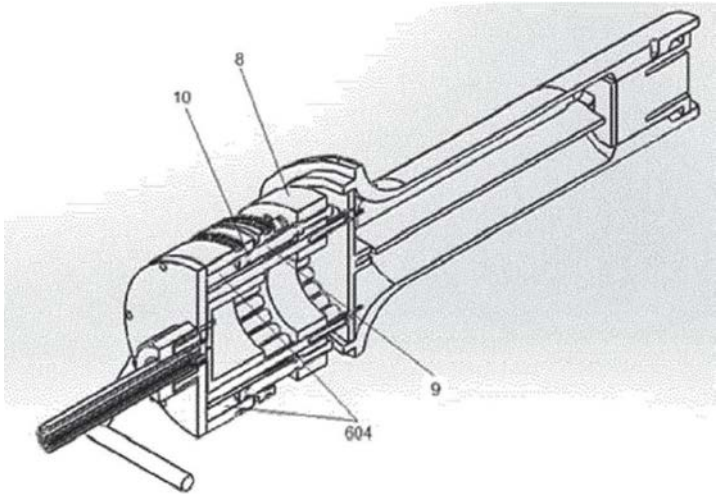


图4B

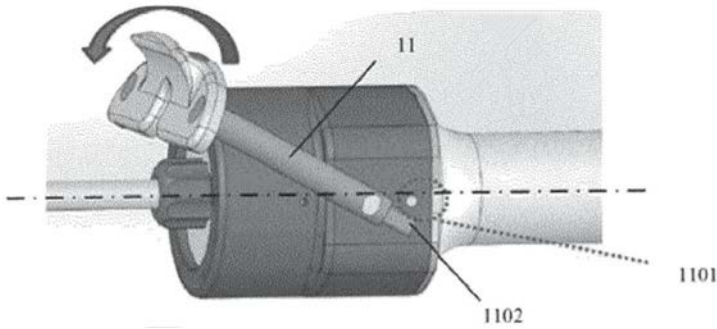


图4C

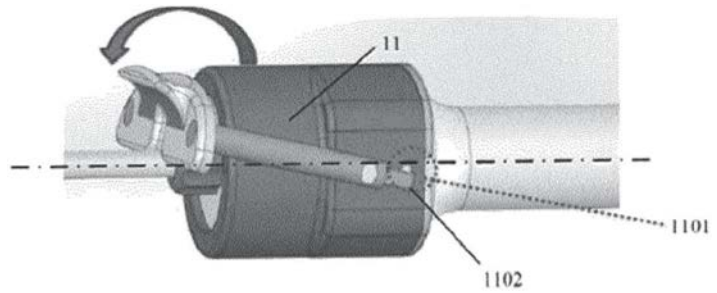


图4D

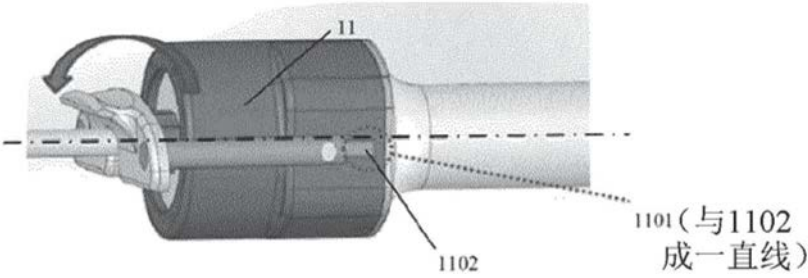


图4E

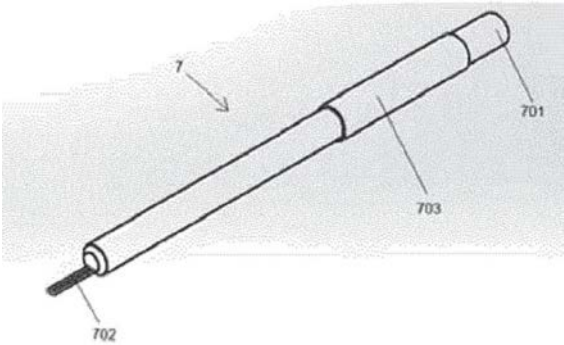


图5

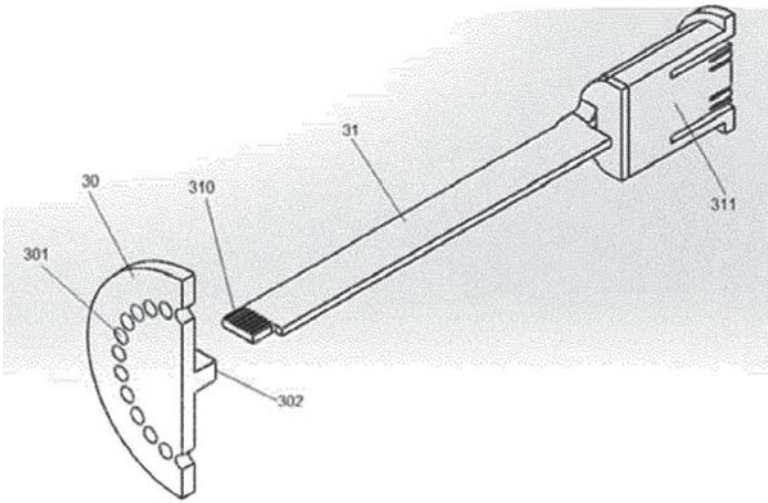


图6

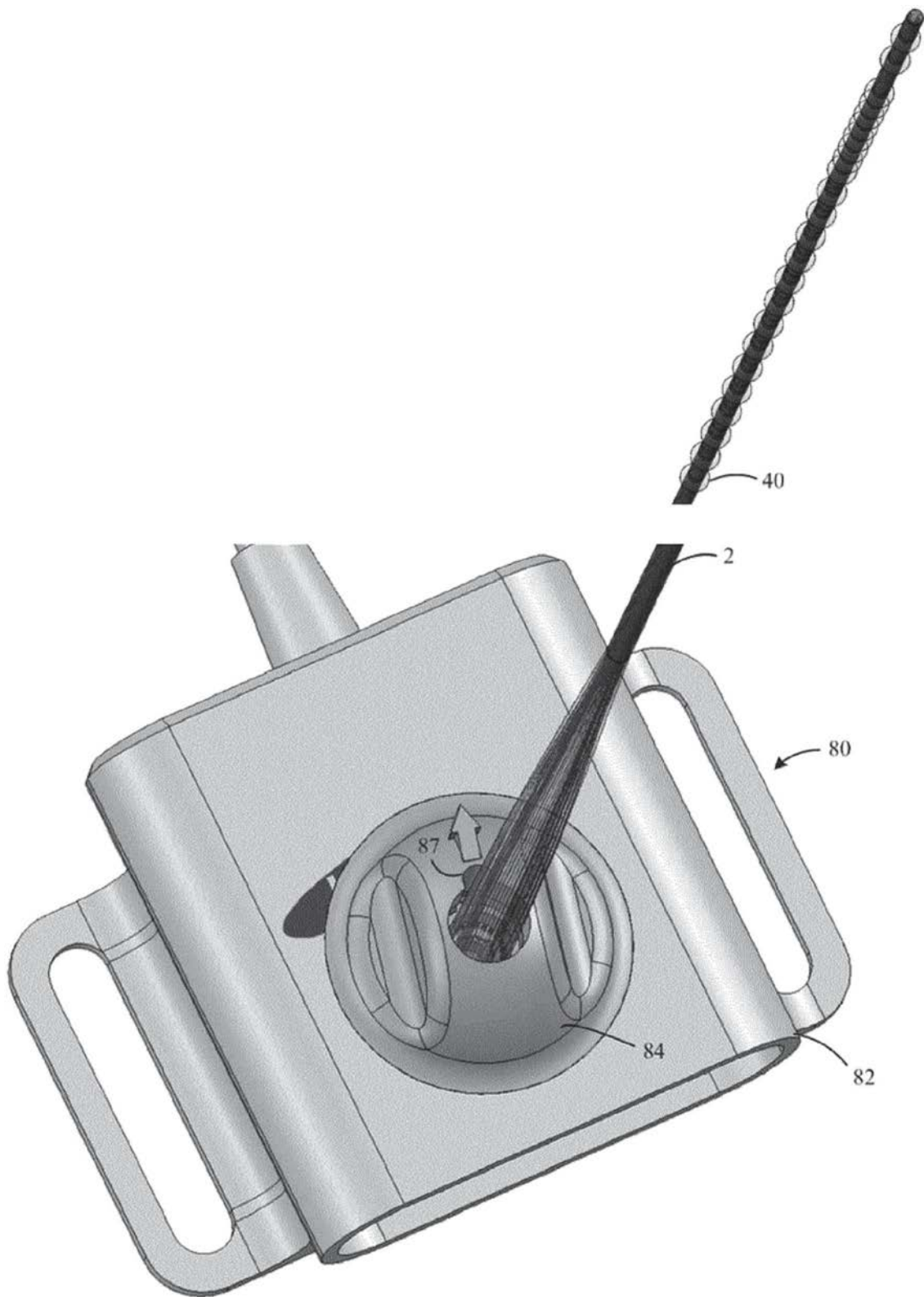


图7

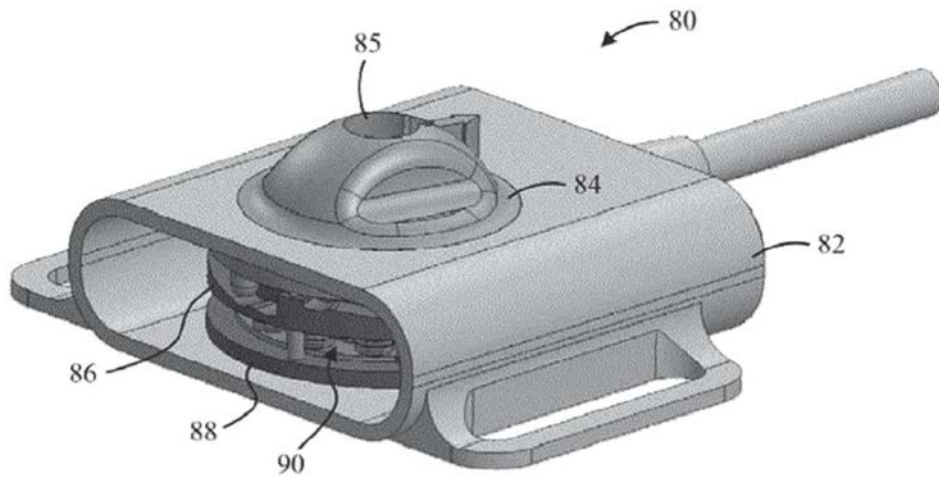


图8

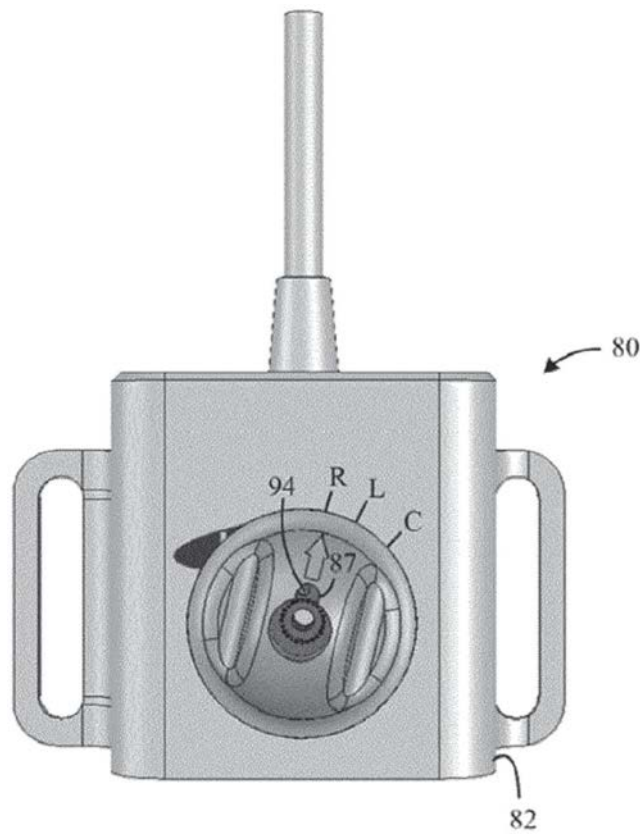


图9

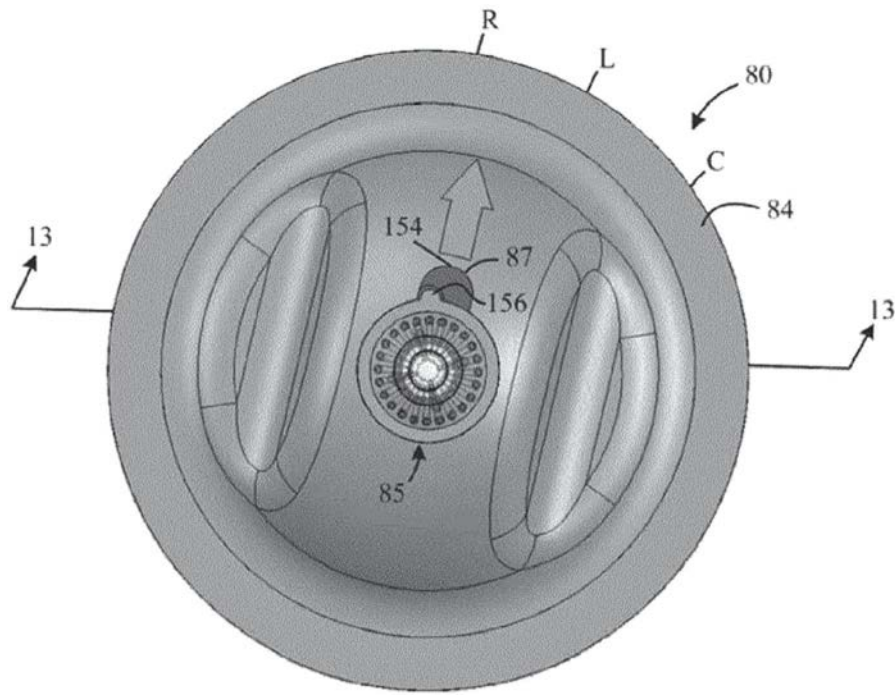


图10

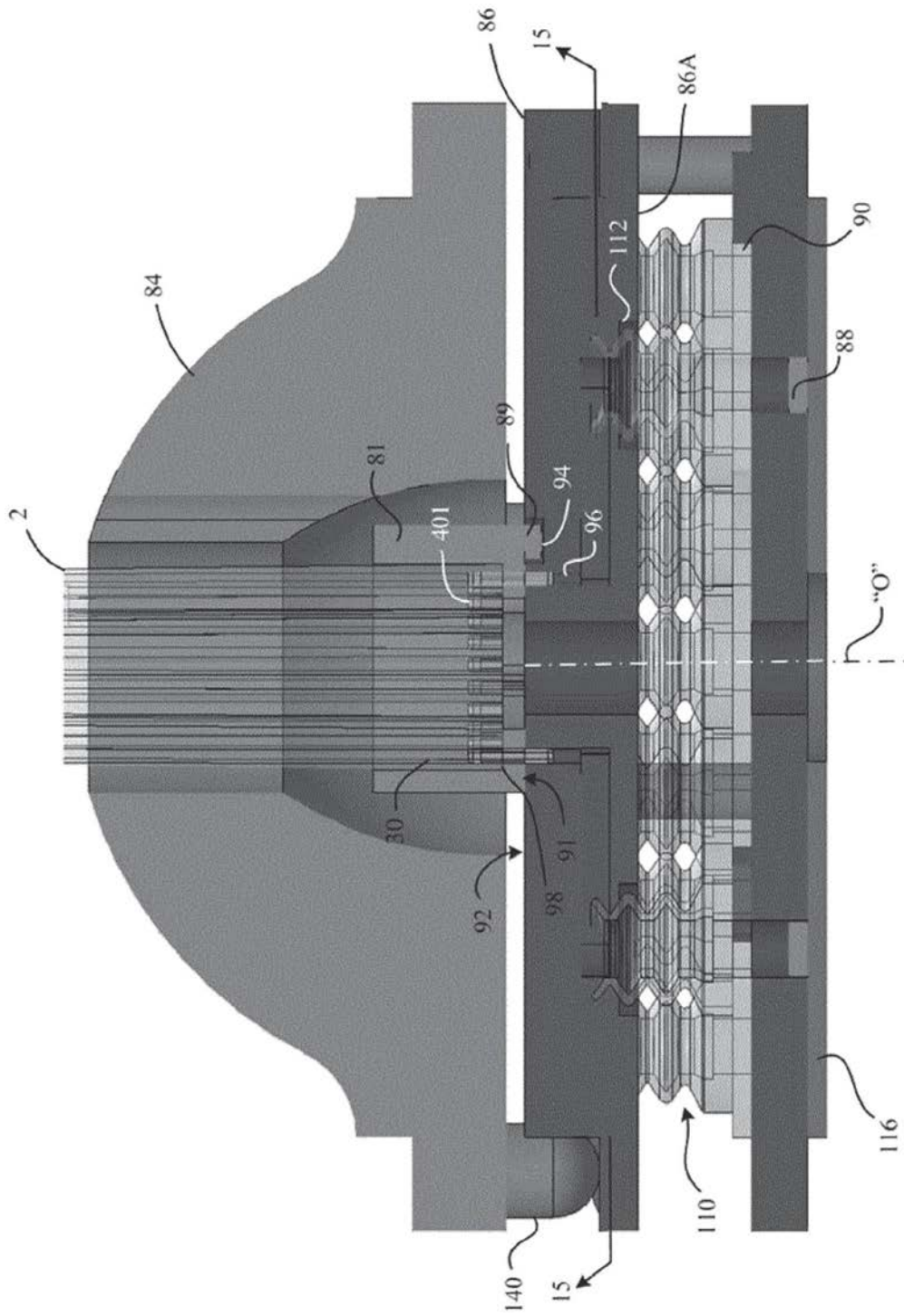


图11

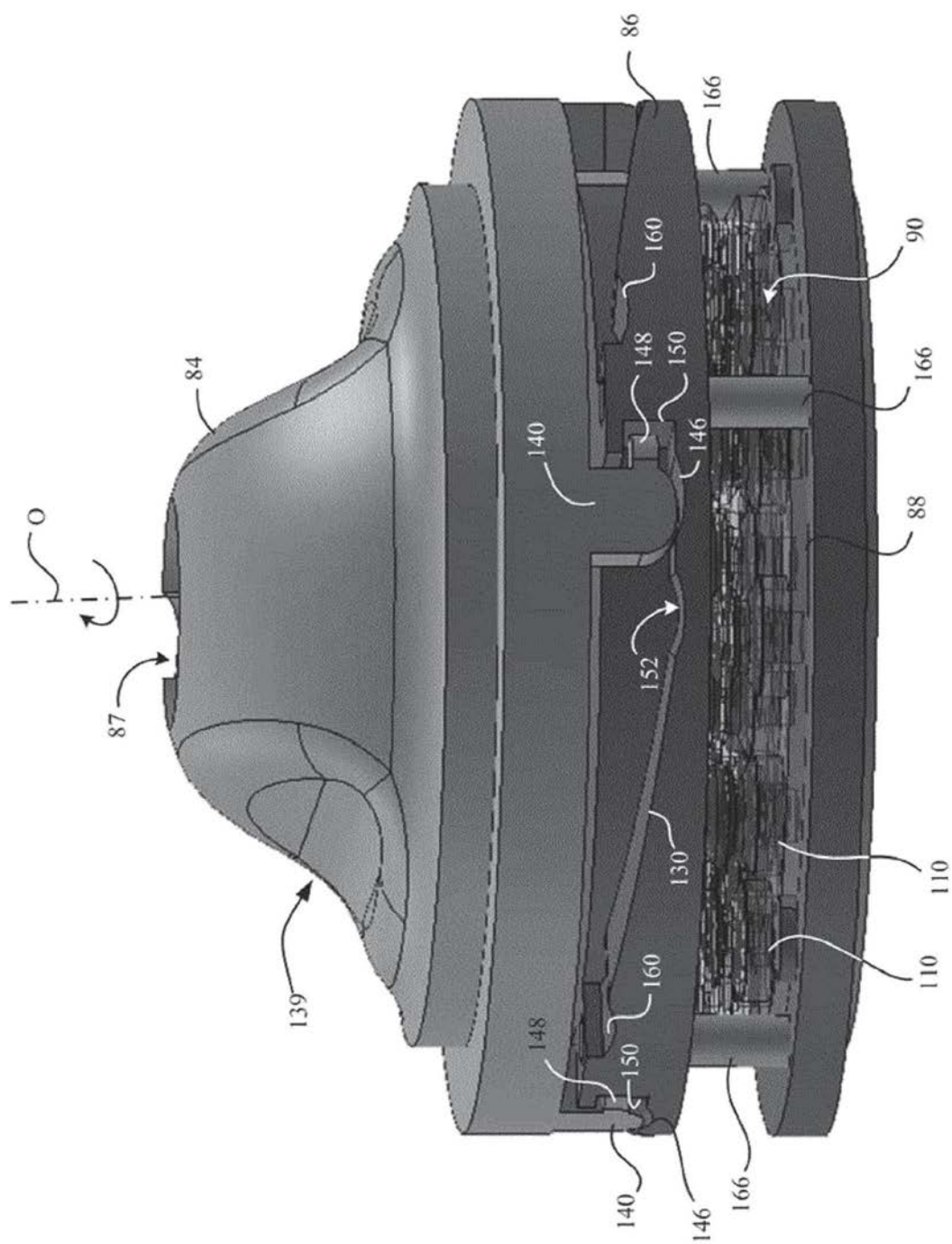


图12A

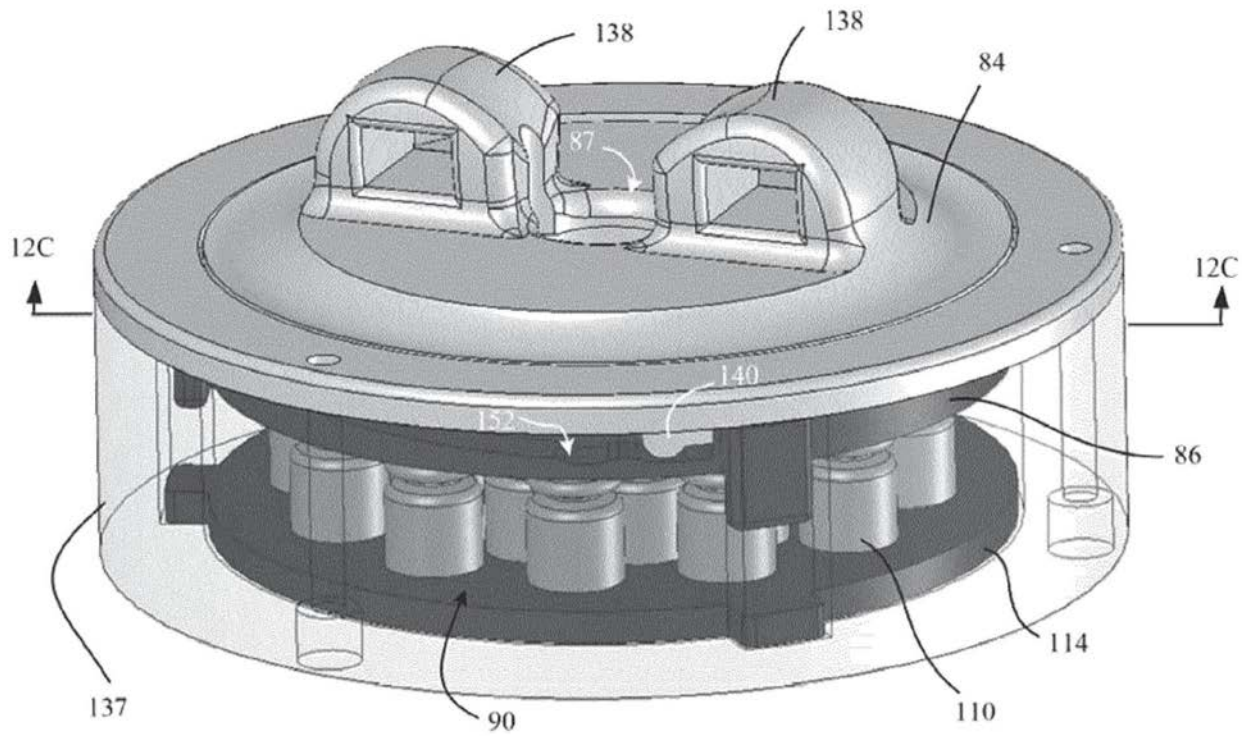


图12B

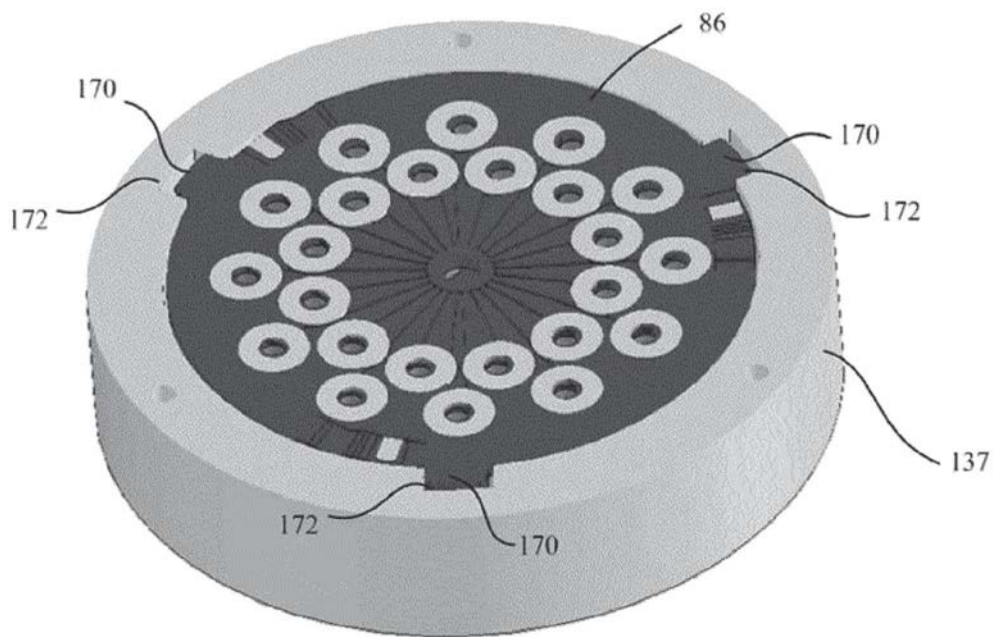


图12C

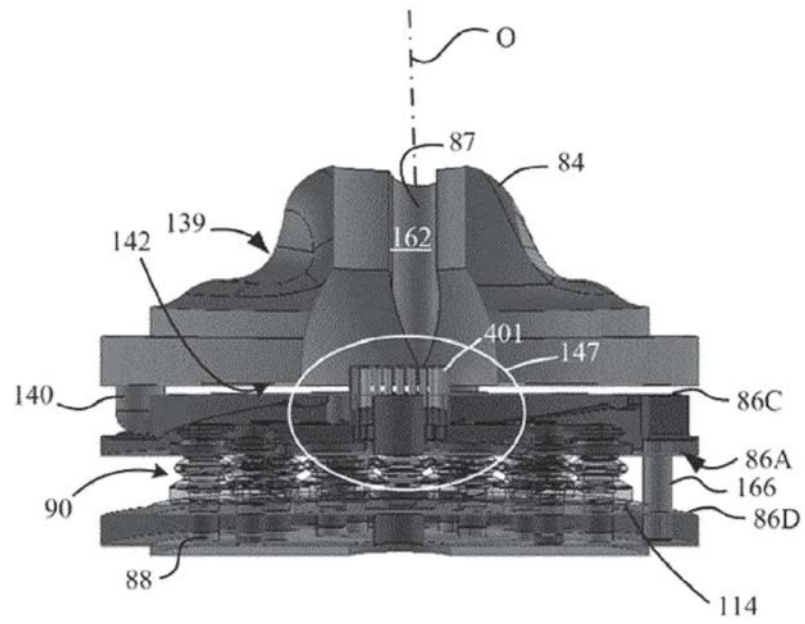


图13

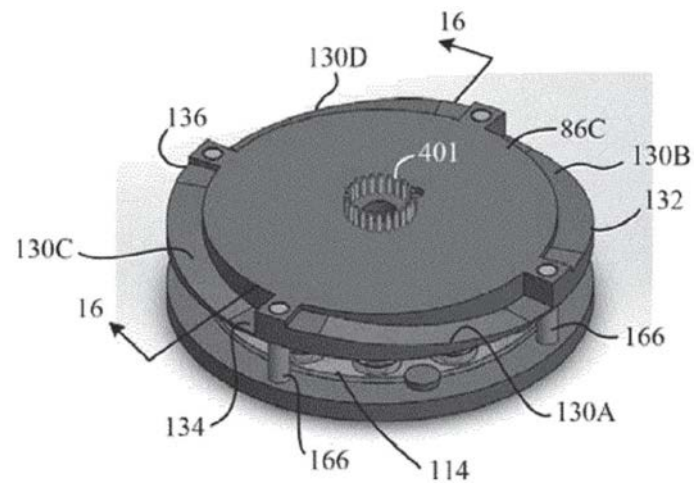


图14

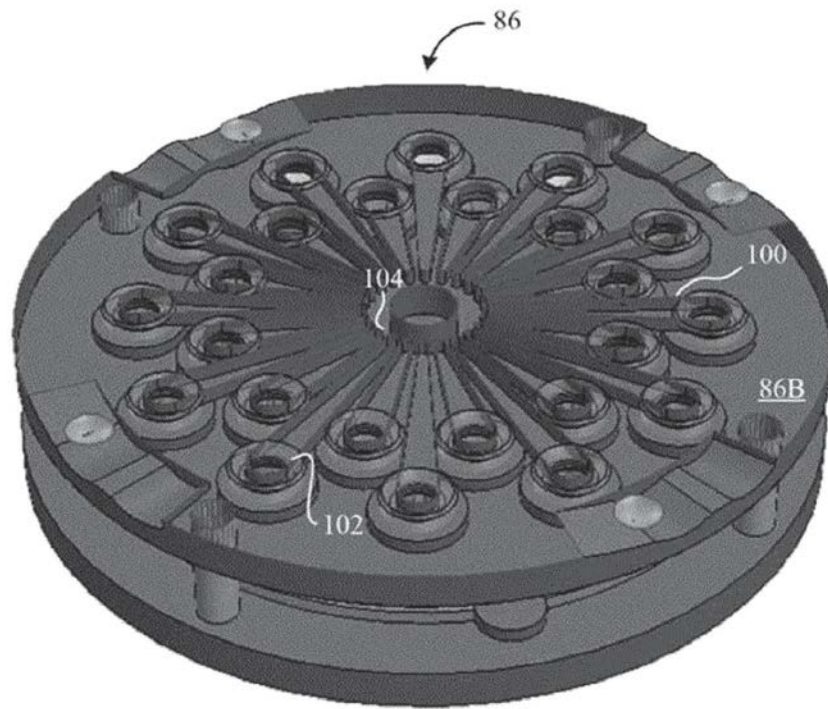


图15

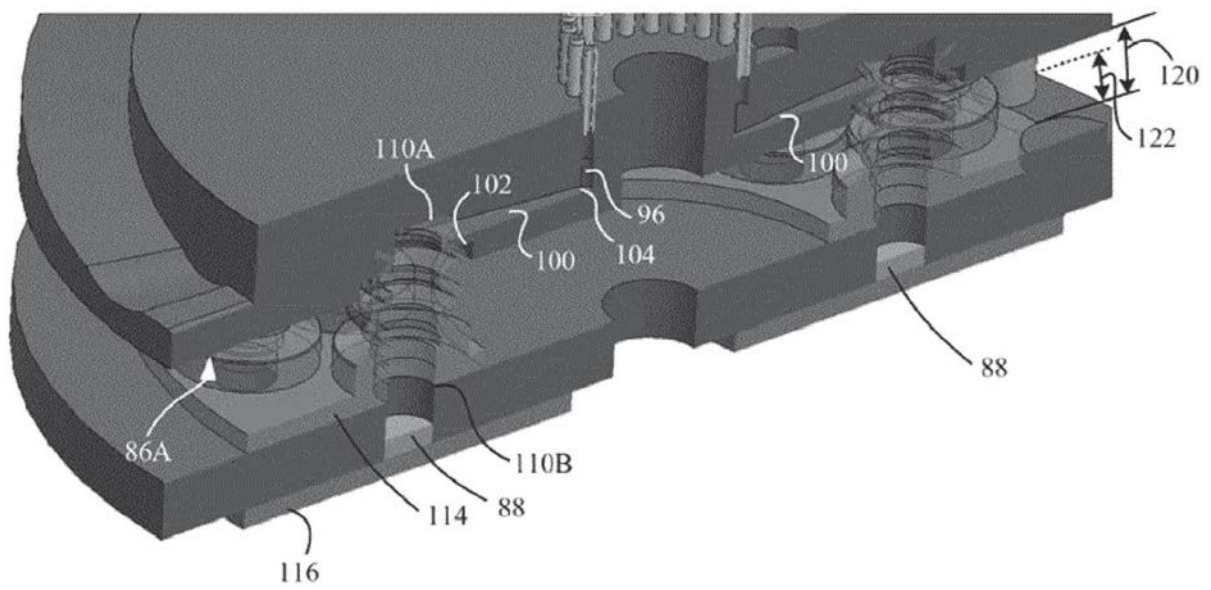


图16

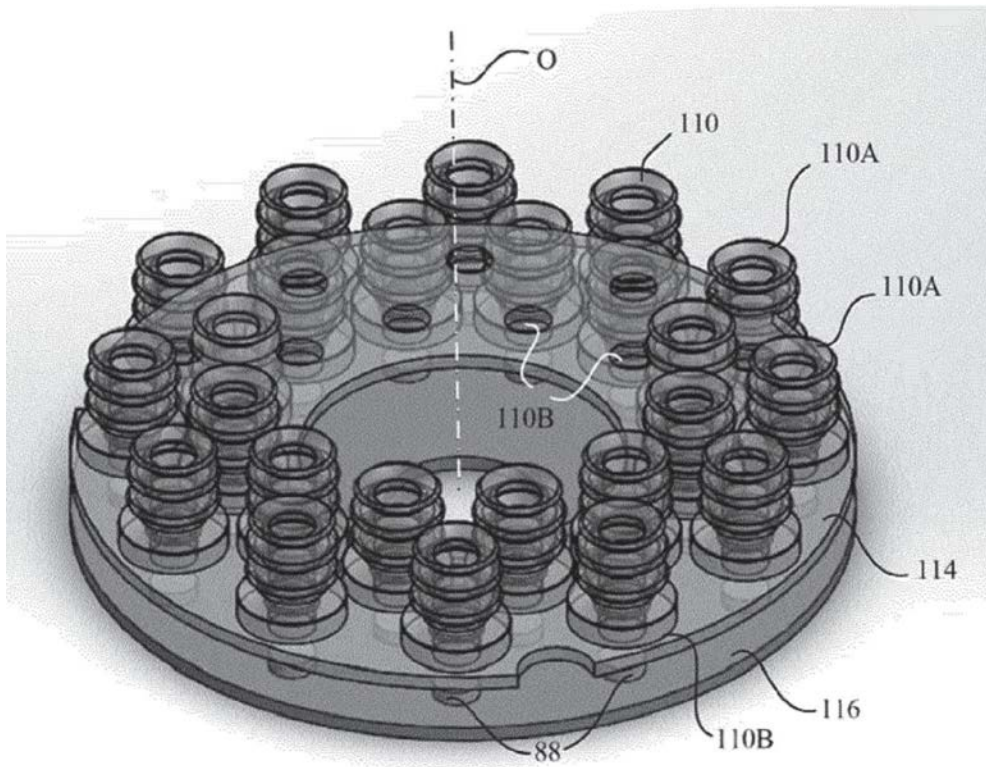


图17

专利名称(译)	用于解剖测压法的多通道导管连接		
公开(公告)号	CN109069807A	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201780018304.2	申请日	2017-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	加拿大莱博瑞医疗技术公司		
申请(专利权)人(译)	加拿大莱博瑞医疗技术公司		
当前申请(专利权)人(译)	加拿大莱博瑞医疗技术公司		
[标]发明人	皮特施伦普夫 英汉高平 马蒂亚斯塔德勒 特里斯坦齐默尔曼 布赖斯史密斯		
发明人	皮特·施伦普夫 英·汉·高平 马蒂亚斯·斯塔德勒 特里斯坦·齐默尔曼 布赖斯·史密斯		
IPC分类号	A61M25/16 A61B5/00 A61M25/10		
优先权	62/310496 2016-03-18 US 62/349461 2016-06-13 US 15/430967 2017-02-13 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种解剖学测压法导管系统，其包括在远端上并且被配置为可充气 and/或可放气的多个气囊。所述系统包括与导管组件同轴对齐的连接器组件，所述连接器组件可连接至导管的近端。所述连接器组件可具有与所述导管的所述近端连接连接器接口。所述连接器组件可包括：包括多个通道的歧管，其被配置为通过其朝着相应导管腔递送压力传递介质，以用于为一个或多个气囊充气。所述连接器组件可包括与所述导管流体耦联的装料机构，其通过共同的致动机构，促进为多个气囊中的每个气囊充气，以便为所述多个气囊中的每个气囊同时装料。

