

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61M 16/00 (2006.01)

A62B 7/00 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580002190.X

[43] 公开日 2007年2月7日

[11] 公开号 CN 1909942A

[22] 申请日 2005.1.7

[21] 申请号 200580002190.X

[30] 优先权

[32] 2004.1.9 [33] US [31] 60/535,235

[32] 2004.3.26 [33] US [31] 10/811,121

[86] 国际申请 PCT/US2005/000402 2005.1.7

[87] 国际公布 WO2005/070063 英 2005.8.4

[85] 进入国家阶段日期 2006.7.10

[71] 申请人 国王体系股份有限公司

地址 美国印第安纳州

[72] 发明人 K·D·博罗 D·艾尔贝克

T·W·麦克格拉尔 B·H·博罗

M·G·米切尔 D·L·理查兹

[74] 专利代理机构 上海专利商标事务所有限公司

代理人 张兰英

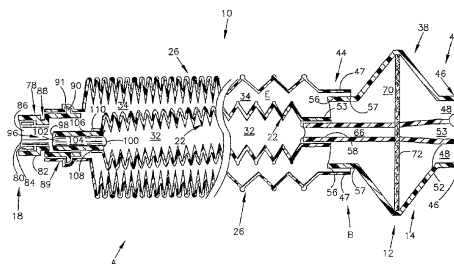
权利要求书 2 页 说明书 22 页 附图 11 页

[54] 发明名称

长度可调节的呼吸回路

[57] 摘要

一种单支呼吸回路具有一近端联结构件、一远端联结构件、在该近端和远端联结构件之间延伸的一呼气管以及在近端和远端联结构件之间延伸的一吸气管。该呼气管是可在一完全压缩的静止位置和一完全伸展的静止位置之间伸展并且具有多个中间静止位置的一波纹呼气管。在多个中间静止位置处呼气管可保持其静止长度而不需要施加外力。该吸气管是一波纹吸气管，它具有可在一完全压缩的静止位置和一完全伸展的静止位置之间变化的长度，并且包括在完全伸展的静止位置和完全压缩的静止位置之间的多个中间静止位置。吸气管也可保持这些中间静止位置而不需要施加外力。



1. 一种单支呼吸回路包括：

一近端联结构件；

一远端联结构件；

一波纹呼气管，该呼气管具有联结于该近端联结构件的一第一端和联结于该远端联结构件的一第二端，呼气管可在一完全压缩的静止位置和一完全伸展的静止位置之间伸展并且具有多个中间静止位置，其中，呼气管可保持其静止长度而不需要施加一外力；以及

一吸气管，该吸气管具有联结于近端联结构件的一第一端和联结于远端联结构件的一第二端，吸气管可在一完全压缩位置和一完全伸展位置之间伸展并且具有多个中间静止位置，其中，吸气管可保持其静止长度而不需要施加一外力；

其中，吸气管的长度大于呼气管的长度。

2. 如权利要求 1 所述的单支呼吸回路，其特征在于，当吸气和呼气管各自处于其完全伸展的位置时吸气管的长度大约在 1 到 7 英寸之间。

3. 如权利要求 1 所述的单支呼吸回路，其特征在于，吸气管的长度比呼气管的长度长大约 3 到 5 英寸。

4. 一种单支呼吸回路包括：

一近端联结构件；

一远端联结构件；

一波纹呼气管，该呼气管具有联结于该近端联结构件的一第一端和联结于该远端联结构件的一第二端，呼气管可在一完全压缩的静止位置和一完全伸展的静止位置之间伸展并且具有多个中间静止位置，其中，呼气管可保持其静止长度而不需要施加一外力；以及

一吸气管，该吸气管具有联结于近端联结构件的一第一端和联结于远端联结构件的一第二端，吸气管可在一完全压缩位置和一完全伸展位置之间伸展并且具有多个中间静止位置，其中，吸气管可保持其静止长度而不需要施加一外

力；

其中，远端联结构件包括一含轴线终端，该终端用于接纳吸气管，该终端的轴线从远端联结构件的轴线沿径向偏移。

5. 一种单支呼吸回路包括：

一近端联结构件；

一远端联结构件；

一波纹呼气管，该呼气管具有联结于该近端联结构件的一第一端、联结于该远端联结构件的一第二端、一内径和一外径，呼气管可在一完全压缩的静止位置和一完全伸展的静止位置之间伸展并且具有多个中间静止位置，其中，呼气管可保持其静止长度而不需要施加一外力；以及

一吸气管，该吸气管具有联结于近端联结构件的一第一端、联结于远端联结构件的一第二端、一内径和一外径，吸气管可在一完全压缩位置和一完全伸展位置之间伸展并且具有多个中间静止位置，其中，吸气管可保持其静止长度而不需要施加一外力；

其中，吸气管的外径与呼气管的内径之间的比值被设定成使它们之间的流动阻力最小，同时助长于吸气管和呼气管的大致为线性的可压缩性和可伸展性。

6. 如权利要求 5 所述的单支呼吸回路，其特征在于，呼吸回路的流动阻力应为当流量为 60 升/分钟时回路上的压降不大于 5 厘米水柱。

7. 如权利要求 5 所述的单支呼吸回路，其特征在于，吸气管的外径与呼气管的内径的比值为约 0.65 到 0.85 之间。

8. 如权利要求 7 所述的单支呼吸回路，其特征在于，吸气管的外径与呼气管的内径的比值为约 0.70 到 0.80 之间。

9. 如权利要求 5 所述的单支呼吸回路，其特征在于，吸气管的外径与呼气管的内径的比值为约 0.75。

10. 如权利要求 7 所述的单支呼吸回路，其特征在于，吸气管的外径与呼气管的内径之间的尺寸差为约 0.25 到 0.29 英寸之间。

---

## 长度可调节的呼吸回路

### 优先权要求

本申请要求 2004 年 1 月 9 日提交的美国临时专利 60/535,235 的优先权。

### 技术领域

本发明涉及一种呼吸和麻醉设备，尤其涉及一种用于呼吸系统护理和麻醉环境中的呼吸回路。

### 背景技术

为了在手术过程中对患者进行麻醉，采用一种包括多个组件的麻醉系统。主要的组件是一麻醉机，该机器调节流入和流出患者的麻醉气体和空气的流量。一个二氧化碳吸收器可连接于麻醉机以将二氧化碳从一再呼吸回路中由患者呼出的气体中去除。

在患者这一方，设置有可连接于患者以向患者输送气体的面具或气管内插管。面具的例子可在受让人的网站 [www.KingSystems.com](http://www.KingSystems.com) 或在 Hinkle 的美国专利 4,896,666 中看到。气管插管的例子在 Frasse 的美国专利 5,499,625 和 Bertram 的美国专利 5,819,733 中有所显示。这些连接于患者的装置(面具和/或气管内插管)连接于麻醉机，通过在与患者相连的装置和麻醉机之间延伸的呼吸回路和麻醉机流体(气体)连通。现有数种不同类型的呼吸回路。两种主要类型的呼吸回路是双支(dual limb)回路和单支(unilimb)回路。

双支回路包括一对分离的管子，这两根管子包括用于从麻醉机向患者输送气体的一吸气管和从患者向麻醉机输送呼出气体的一呼气管。在一个双支回路中，这两根管子是分离的管子，这两根管子在患者端通常由一个“Y”或“T”型管流体连接在一起。单支回路的诸管子在机器端是分离的，吸气管的在机器的一端连接于麻醉机的“流出”口，而呼气管的在机器的一端连接于麻醉机的

“流入”口。一个双支回路的示意图可在 Fukunaga 等人的美国专利申请公开 US2003/0183232A1(2003 年 10 月 2 日)中的图 1c 中看到。

第二种类型的回路是单支回路，其中吸气管连接在一起。单支呼吸回路的例子在 Leagre 等人的美国专利 5,404,873、Fukunaga 的美国专利 4,265,235 和 Fukunaga 等人的美国专利 5,778,872、5,983,891、5,983,894、5,983,896、6,003,511、6,564,799、Fukunaga 等人的公开的美国专利申请 2003/0075176 和 2003/0183231 以及 Sikora 的美国专利 5,121,746 中有所显示。

如在 Leagre 的 ‘873 专利最清楚地显示的，单支回路通常包括：一相对刚性的机器端(近端)连接器，回路通过该连接器联结于麻醉机；以及一相对刚性的患者端(远端)连接器，该连接器可联结于面具或气管插管，用于将呼吸回路联结于患者。相对柔软的呼气管在患者端连接器和机器端连接器之间延伸。相对柔软的吸气管与呼气管同轴线地放置。为了促进更好的换热以加热吸入气体，吸气管通常具有小于呼气管的较大直径的较小直径，从而吸气管可位于呼气管的内部。在 Leagre 等人的 ‘873 专利中所示出的呼吸回路由本申请的受让人 KING SYSTEMS CORPORATION 以 UNIVERSAL<sup>®</sup> 的商标出售。本发明的受让人 KING SYSTEMS CORPORATION 出售的其它呼吸回路在上述 Fukunaga 等人的 ‘872、‘894、‘896、‘511 和 ‘799 专利中至少示意性地示出。

在 Fulunaga 和 Leagre 的专利中所说明的呼吸回路被画成单支呼吸回路，其中呼气和吸气管互相同轴线地放置。通常将内部、直径相对较小的管子用作吸气管，而将外部、直径相对较大的管子用作呼气管。Leagre 专利中所示的呼吸回路和 Fulunaga 专利中所示的呼吸回路之间值得注意的区别在于回路的机器端连接器中的差别。

如 UNIVERSAL F<sup>®</sup> 和 UNIVERSAL F2<sup>®</sup> 相类似地所采用的那样，Leagre 和 Fulunaga 的装置中的吸气和呼气管同时采用波纹吸气管和波纹呼气管。波纹吸气管和波纹呼气管呈波纹形以具有单一的静止长度，同时又允许管子的长度伸长或缩短。

波纹吸气管和呼气管长度的可变性被设计进 UNIVERSAL F<sup>®</sup> 和

UNIVERSAL F1<sup>®</sup>回路中以使管子的长度可伸展(伸长)和压缩(缩短)一段较短的时间。这一长度的改变通常在患者和麻醉机之间的相对位置改变时发生,而且在这一相对位置的改变中通常需要伸长管子。然而,由于呼气管和吸气管被设计成具有固定的静止长度,吸气管和呼气管由它们的静止长度而发生的任何的长度改变都会在呼气管上施加“压力”,并造成呼气管施加一压缩或扩张力,以适当地使管子恢复其单一的静止长度。

在呼气管伸长的过程中,吸气管通常不伸展,因为在 UNIVERSAL F<sup>®</sup> 和 UNIVERSAL F2<sup>®</sup>呼吸回路中它只与机器端连接器相连。然而,在呼吸回路中吸气管和呼气管都可能伸展,比如 Meridian Medical Systems 出售的机器,因为 Meridian Medical 呼吸回路采用与机器端和患者端连接器都相连的一吸气管。

采用单一的静止长度波纹管的另一个原因是为了防止管子变得扭结。十分希望避免这样的扭结,因为这样的扭结会造成管子中的气流受阻或被阻塞,这与花园水管扭结时流经该水管的水流受阻或被阻塞是非常类似的。

另一个单支呼吸回路在 Sikora 的美国专利 5,121,746 中有所揭示。Sikora 装置采用单支回路,以使该呼吸回路呈现一个  $\theta$  形的结构,其中的呼气管和吸气管在一个共用的壁处相连。毫无疑问,出于与上述 UNIVERSAL F<sup>®</sup> 和 UNIVERSAL F2<sup>®</sup>装置采用波纹管相同的原因, Sikora 专利所示出的管路还显示为波纹形。

虽然上述装置、尤其是 UNIVERSAL F<sup>®</sup> 和 UNIVERSAL F2<sup>®</sup>装置可以很好地完成它们所需的功能,但仍存在提高改进的空间。

困难的一个来源在于呼吸回路的单一静止长度,该单一静止长度需要制造多种长度的管道以适应不同的情况和要求。一些医疗专业要求相对较短(例如 44 英寸, 112cm)长度的管子,而其它的医疗专业则要求将麻醉机从患者移开以使之不那么强硬,由此需要相对较长(例如 88 英寸, 224cm)的呼吸回路。

从生产商的立场来看,对不同回路长度的需求需要生产商制造不同长度的呼吸回路。从使用人(例如医院或手术中心)的立场来看,所需的不同长度需要终端用户备存几种不同长度的回路。

另一个困难是在输送中遇到的。由于使用波纹管的单一静止长度回路具有

单一的静止长度，因此必须将管子的尺寸一般地设置成具有相对较长(例如 44 或 88 英寸，112 或 224cm)的静止长度，从而当使用该装置时它的长度足以完成其任务，同时不伸展或压缩。由于单一静止长度波纹管的弹性，在伸展时管子施加一个压缩力，这个力趋向于将管子压缩回到其静止长度。

不推荐在伸展时使用装置，因为管子所施加的压缩力会促使发生外部连接断开和内部连接断开，即，分别是将呼吸回路从其机器或患者连接器拉掉和将波纹呼吸管从机器或患者连接器中的一个拉掉。引发内部和外部连接断开的情况都是希望避免的。

由于这个结果，例如 44 英寸(12cm)呼吸回路具有 44 英寸(12cm)的静止长度，一般无法在不施加外部钳夹力的情况下将这一长度压缩(以及因此使之变小以用于输送)并保持很长的时间。不施加外部钳夹力就不能改变静止长度以使之缩短这一情况就需要制造商在容器或盒子中提供足够的空间以容纳假定的 44 英寸(112cm)呼吸管的 44 英寸(112cm)的总长。此外，需要医院或手术中心的使用人提供足够容纳呼吸管的 44 英寸(112cm)总长的存放空间。

从以上的讨论可以知道，希望有一种可以压缩以在输送过程中占据较小空间的呼吸回路。此外，还需要构造一种包括多个可保持的静止长度的呼吸回路，从而举例来说单个装置可以从其完全压缩(运输)的长度伸展到例如具有 44 英寸(112cm)总长的、部分伸展的“短管长度”，并进一步伸展到完全伸展(完全减压)的位置，其中它将具有等于较长呼吸回路的长度的静止长度，比如一 88 英寸(224cm)的呼吸回路。

本发明的一个目的是提供这样一种呼吸回路，它具有多个固定的静止长度，从而可将该装置放置在完全压缩的位置，以缩短长度以用于运输、存放和某些麻醉应用场合，但也可以伸展并保持在多个伸展后的静止长度位置以提供所需的大于压缩位置时的长度。较佳地，该装置还可保持在呼吸回路的完全压缩位置和完全伸展位置之间的多个长度不同的静止长度处。

## 发明内容

根据本发明揭示了一种单支呼吸回路，该回路具有一近端联结构件、一远

端联结构件、在近端和远端联结构件之间延伸的一呼气管以及在近端和远端联结构件之间延伸的一吸气管。该呼气管包括可在一完全压缩的静止位置和一完全伸展的静止位置之间伸展的一波纹呼气管，并且该波纹呼气管具有多个中间静止位置。在多个中间静止位置，呼气管可保持其静止长度而不需要施加一外力。吸气管包括一波纹吸气管，该波纹吸气管具有可在一完全压缩的静止位置和一完全伸展的静止位置之间变化的长度，且该波纹吸气管包括在完全伸展的静止位置和完全压缩的静止位置之间的多个中间静止位置。类似于呼气管，吸气管可保持这些中间静止位置而不需要施加一外力。

较佳地，在吸气管和呼气管都被完全伸展之后，吸气管的长度要比呼气管的长度长 1 到 7 英寸，最优的是长大约 4 英寸。

在一个优选实施方式中，呼气管和吸气管互相大致同轴线地放置，而远端联结构件包括一呼气管联结构件，它从中心位置沿径向偏移并在患者端连接器附近同轴线。

在本发明的另一个优选实施方式中，吸气管具有一内径和一外径，而呼气管也具有一内径和一外径。吸气管的外径和呼气管的内径的尺寸被相对设置成吸气管的外表面和呼气管的外表面之间形成一呼气通道，其中，沿该呼气通道的空气流阻力最小。此外，呼气管的内径和吸气管的外径之间的尺寸差应该足够小，以便于在呼气管被线性压缩时大致线性地压缩吸气管。

本发明的一个特点是采用折叠型的波纹管，其中，每个波纹可处于一可保持的伸展后的静止位置和一可保持的压缩后的静止位置。当一呼吸管由大量的这样的波纹组成时，该管子就可以具有大量的静止长度。这一特性的优点是使使用人可改变管子的工作长度以适应他/她的具体需要。此外，它使管子可在运输和存放时压缩以减少在运输和存放时管子所需的空间，而在使用中可将管子伸展开以伸展到适于在室内由个人、尤其是麻醉师操作的长度。

本发明的另一个特点是呼气管的外径和吸气管的内径的尺寸被设置成使流经吸气管外表面和呼气管内表面之间的呼出气体通道的气流阻力最小。

在手术过程中，重要的是保持诸如吸气通道和呼气通道之类的气体通道尽可能地不受阻碍，从而使气体可自由地流经该通道。通常，需要使管道构件所



引起的阻力最小。在这方面，使用例如具有一系列径向延伸的隔板(比如在一汽车消音器中可以看到)的管子是不适当的，因为这样的隔板将增加流经通道的气流阻力。

在一个普通的单支呼吸回路、比如上述 UNIVERSAL F<sup>®</sup> 和 UNIVERSAL F2<sup>®</sup>装置中，通过适当地选择具有一外径尺寸的一吸气管和具有一内径尺寸的一呼气管来使阻力最小，这两个尺寸在吸气管的外表面和呼气管的内表面之间提供了足够的空间以使气体不受阻碍地流过。由于 UNIVERSAL F<sup>®</sup> 和 UNIVERSAL F2<sup>®</sup>装置都采用成一体的静止停止型管子(stop-type tubing)，因此管子工程师需要关注在吸气管和呼气管之间、基本上在一单个的吸气管与呼气管的相对长度的呼出气体流动路径内的阻力。

对于本发明，确定呼气管和吸气管的尺寸变成一个困难得多的任务。尺寸确定更加困难的一个原因是每根管子的外径和内径会根据波纹是在其压缩还是伸展位置而有所不同。一般地发现：呼气管的内径在呼气管的波纹被压缩时比波纹伸展时要小。类似地，吸气管的外径在被压缩时比其波纹伸展时要大。

初看来，对于这一尺寸确定问题的一个简单的解决方案是使吸气管的外径和呼气管的内径之间的差最大，比如通过大大地增加呼气管的直径和/或大大地减小吸气管的直径。然而，这一动作并不必然地使呼吸回路功能良好。虽然这样的举动可减小阻力，但它也有会对使用人调节呼吸回路的长度的能力产生负面影响的缺点，尤其是在改变吸气管长度时。

如果吸气管的外径和呼气管的内径之间的差过大，则使吸气管扭结或者在缩短管子长度时变得难以压缩的可能性就更大。如上所讨论的，非常不希望发生管子的扭结。此外，由于在一个过大的呼气管内部压缩吸气管会使吸气管在压缩过程中丧失其线性，从而变成“蛇形”，因此会产生阻力。申请人已经发现在呼气管中的吸气管的波浪形的波纹管构形会增加阻力。此外，由于吸气管从一大致为直线的路径偏离为更加弯曲的波浪形，所以吸入气体通道中的阻力也会增加。

本发明的另一个特点是：虽然吸气管和呼气管大致互相同轴线地定位，但吸气管的患者端联结件将吸气管联结于相对于呼气管的轴线径向偏离的位置。

这一偏离布置为呼出气体提供了一条形成得更好的通道，以使当呼出气从患者流出后流入呼气管和吸气管之间的呼气通道时的阻力更小。在实践中，患者端联结件和呼气管之间的气流沿大致从患者端联结件到呼气管的方向流动。

本发明的另一个特点是：吸气和呼气柔性管被设计成管子的波纹可在其压缩位置和伸展位置之间反复运动，不会使波纹丧失其保持所指定的静止长度的能力。这一特点的优点是：可在一程序开始时确定或重新确定管子的尺寸以使使用人能得到所需的长度，或者，如果使用人决定在一程序中间改变呼吸回路的有效长度，则在该程序进行中可确定或重新确定管子的尺寸。可以进行呼吸回路有效长度的这些重复改变而不必担心以后无法将呼吸回路设置在所需的诸有效静止长度中的任意一个处。

在阅读了以下的附图和详细描述之后，本发明的这些和其它的特性将变得明显，这些附图和详细描述说明了在现阶段实施本发明的最佳模式。

#### 附图说明

图 1 是本发明的截面侧视图，该图示出了本发明的呼吸回路的一部分处于其伸展模式，而本发明的另一部分处于其压缩模式；

图 2 是本发明的吸气和呼气管的一段的截面立体图；

图 3 是本发明的吸气和呼气管的端视图，其中拆除了端部连接器；

图 4 是大致沿图 3 的线 4-4 获得的截面图；

图 5 是本发明的两根相联结的呼气管的平面图，显示它们的制造方法；

图 6 是用来构造本发明的呼气管的一模具块的呼气管接合表面(**expiratory tube engaging surface**)的的平面图；

图 7 是图 6 所示的模具块的呼气管接合表面的被大大放大的局部视图；

图 8 是用来制造本发明的呼气管的模具块的呼气管接合表面的放大图(相对于图 6)；

图 9 是在制造本发明的吸气管中所使用的一模具块的平面图，其中示出了该模具块的吸气管接合表面(**inspiratory tube engaging surface**)；

图 10 是用来制造本发明的吸气管的该模具块的吸气管接合表面的一部分

的被大大放大的视图；

图 11 是本发明的呼吸回路的一患者端连接器的立体图；

图 12 是本发明的该患者端连接器的俯视图；

图 13 是本发明的患者端连接器的侧视图，该图用虚线示出了内表面；

图 14 是大致沿图 12 的线 14-14 得到的截面图；

图 15 是大致沿图 13 的线 15-15 得到的截面图；

图 16 是大致沿图 13 的线 16-16 得到的截面图；

图 17 是本发明的患者端连接器的面具/气管插管联结件的局部被切掉后的被大大放大的视图；

图 18 是本发明的患者端连接器的一患者端视图；

图 19 是本发明的患者端连接器的吸气和呼气管接纳部分的被大大放大的截面图；

图 20 是本发明的患者端连接器的端视图，大致示出了从患者端连接器的管子接纳端得到的视图；

图 21 是示出了患者端连接器的呼气管钳夹钉(*expiratory tube gripping spike*)的尺寸的示意图；

图 22 是本发明的另一个实施方式的患者端连接器的立体图；

图 23 是本发明的患者端连接器的端视图，如图 22 所示的患者端连接器的管子接纳部分所示；

图 24 是患者端连接器的另一个实施方式的俯视图，其中以虚线示出了诸内表面；

图 25 是沿图 24 中的线 a-a 得到的截面图；

图 26 是示出了处于与图 25 所示的相类似的位置的图 22 的患者端连接器的另一个实施方式的平面图，其中用虚线示出了诸内表面；

图 27 是本发明的呼吸回路的三个样品的逼真的视图，其中示出了处于不同压缩状态的三个回路以说明回路长度的可变性；

图 28 是本发明的呼气管的诸多波纹的视图；

图 29 是本发明的患者端连接器的侧视平面图；

图 30 是呼吸回路的一第二个替代实施例的截面侧视图，该图示出了用在一伸展回路型呼吸回路的呼吸回路中的本发明；以及

图 31 是呼吸回路的一第三个替代实施例的截面侧视图，该图示出了用在一具有分离的非同轴线机器端吸气和呼气端口的呼吸回路中的本发明。

### 具体实施方式

本发明的呼吸回路 10 在诸附图中最清楚地显示出。现在转向图 1，呼吸回路 10 包括一机器端连接器 12，该连接器位于呼吸回路 10 的近端，且在图 1 所示的实施方式中充当一机器端连接器 12 和一过滤器 14 的双重功能。虽然显示机器端连接器 12 包括过滤器 14，但也可将机器端连接器 12 设计成包括无过滤器型的机器端连接器 12。

一患者端连接器 18 位于呼吸回路 10 的远端或患者端。具有多个可保持的静止长度的一根柔性波纹吸气管在患者端连接器 18 和机器端连接器 12 之间延伸并设置用来沿箭头 I 大致表示的、从机器端连接器 12 向患者端连接器 18 的方向输送吸入气体。可保持多个静止长度的柔性波纹呼气管 26 也在患者端连接器 18 和机器端连接器 12 之间延伸，并且设置用来将呼出气体从患者、从患者端连接器 18 向机器端连接器 12 沿箭头 E 大致表示的方向带走。

吸气管 22 和呼气管 26 在它们的机器端与机器端连接器 12 固定相连。类似地，吸气管 22 和呼气管 26 在其患者端与患者端连接器 18 固定相连。

如在以下将更加详细地讨论的，吸气管 22 和呼气管 26 均被做成具有诸波纹的波纹管，各管被设计成可呈现一伸展位置和一压缩位置，该伸展位置表示在如图 1 中由箭头 B 所指的右侧，该压缩位置表示在如该图中由箭头 A 所示的左侧。与现有技术的装置不同，吸气管 22 和呼气管 26 可以呈现诸个静止位置，其中一个或多个波纹位于其压缩位置或其伸展位置。诸波纹的这一在其压缩位置和伸展位置呈现一静止位置的能力使呼吸回路的长度可以固定在大量不同的静止长度中的任意一个上。可以保持这些静止长度而不必在管子上施加外力。

如上所讨论的，这一特点不同于采取单一静止长度管子的装置。单一静止长度管子无法在不施加诸如夹子等之类的某一外力的情况下保持伸展位置或压缩位置(相对于静止长度)，因为现有技术中的单一静止长度波纹管的回弹和弹簧特性在管子上施加有应力以使管子从它们的压缩或伸展状态恢复到其静止位置。

机器端连接器/过滤器 14 包括形成内部的一外壳 38。如在以上所讨论的 Fulunaga 的 '872 专利中所述，该外壳 38 包括一机器接合端 40，与麻醉机相连的一近端子(proximal terminal)连接于该接合端。或者，如果麻醉机(未示出)包含有用来接纳机器接合端 40 的一尺寸适当的联结件和端口，则机器接合端 40 可直接与麻醉机相连。

还应该注意的是：机器接合端还可包括多种其它的结构，比如 Leagre 的美国专利 6,129,082 或 Leagre 和 Burrow 的美国专利 5,404,873 中所示的结构。

机器接合端 40 包括一通常为圆柱形的第一呼气端口(expiratory port)连接器 46，该连接器用来形成一呼气端口 48，呼出的气体可以从该呼气端口 48 通过连接器 46 进入麻醉机。一第一吸气端口(inspiratory port)连接器 52 通常为圆柱形并与呼气端口 48 同轴线。该第一吸气端口是设置用来与麻醉机的流出端相连，并形成一被置于内部的吸气端口 53，气体和再呼吸空气可通过该吸气端口从麻醉机流入吸气端口。

一第一呼气管连接器位于机器端连接器 38 的管子接合端 44 处并包括一径向面向外、沿轴向延伸的圆柱形表面 57，用于接纳呼气管 26 的第一(近)端 47。呼气管 26 的近端 47 的沿径向面向内、沿轴向延伸的内表面与第一呼气管连接器 56 的沿径向面向外的表面 57 固定联结并接合。较佳地，将呼气管 26 的第一端 47 和径向面向外的表面 57 之间的连接设计成紧贴而固定的以可避免两者之间脱开。可通过化学方法、通过使用胶水、设定尺寸以产生密配合、或者通过诸如捆扎之类的某些机械连接装置或诸如声波焊接之类的其它连接方案来获得这一紧贴而固定的连接。

机器端连接器 38 的管道接合端 44 还包括一第一吸气管连接器 58，该

连接器的尺寸被设置成用来在其大致为圆柱形、径向面向外的表面处接纳吸气管 22 的第一(近)端 53 的径向面向内的圆柱形表面。吸气管和呼气管的端部 53、47 的尺寸和构造被设置成用来接纳连接器 58、56，并通常被称作管子 53、47 的“套口”。

类似于呼气管 26 和第一呼气管连接器 56 之间的连接，第一吸气管连接器 58 与吸气管 22 的第一端 53 的连接应为紧贴而永久的固定配合，该配合被设计成用来将吸气管 52 的第一端 53 保持在连接器 58 上以避免它们之间脱开。吸气管 22 的套口与机器端 14 和患者端 18 连接器之间的连接总体来说更加严格，因此应该将它设计成与呼气管的套口与机器端连接器 12 和患者端连接器 18 之间的联结一样坚固(如果无法更加坚固的话)。

应该注意的是吸气管连接器 58 大致通过呼气管连接器 56 的端部向外延伸。这一附加的长度是用来利于制造工艺，从而可更加容易地将第一端 53 连接于吸气管 22 并连接于第一吸气管连接器 58。

在外壳 38 中保持呼气通道 66 与吸气通道 70 分离是很重要的，因为通常不希望吸入和呼出气体在回路 10 的机器端混合。为此，显示外壳 38 保持呼气通道 66 分离并区别于吸气通道 70。

可以完成这一功能的过滤外壳的一个例子是诸如 Fulunaga 的 ‘894 专利所显示的过滤器，该过滤器与 UNIVERSAL F2<sup>®</sup> 一起由 King Systems Corporation 出售，在 [www.KingSystems.com](http://www.KingSystems.com) 中有所描述。

过滤器介质 72 位于外壳 38 的内部。过滤器介质 72 被设计成使通过过滤器 14 的所有的呼出气体和所有的吸入气体都必须通过过滤器介质 72。过滤器介质 72 设计用来捕集病原体和其它的细菌以防止这些病原体和细菌通过过滤器介质 72 并使麻醉机受到来自患者的病原体和细菌的污染、或者使患者受到来自麻醉机的病原体和细菌的感染。

患者端连接器 18 包括设计用来接纳诸如面具(未示出)或气管插管、比如气管内插管(未示出)的一个患者装置的患者装置接纳连接器(patient device receiving connector)78。面具和气管插管的例子可在 [www.KingSystems.com](http://www.KingSystems.com) 中看到。患者装置接纳连接器 78 包括一内部圆柱形连接器构件 80 和一外部圆柱

形连接器构件 82, 这两个构件在空间上间隔开一较小的距离以形成一圆筒形插口 84。该结构是设计用来接纳各种类型的患者连接装置。患者装置接纳连接器 78 的尺寸和形状主要由 ISO 标准来规定, 执行该标准以有助于确保患者的安全并促进标准化。

患者装置接纳连接器 78 形成一内部放置的气体接纳端口 86, 呼出和吸入气体都可通过该端口在呼吸回路 10 和患者装置之间通过。患者端连接器 18 还包括一第二(远)端呼气管接纳连接器 90, 该连接器的结构大致为圆柱形, 且其尺寸和形状被设置成可接纳呼气管 26 的第二端(套口)89。虽然呼气管接纳连接器 88 的结构通常为圆柱形, 但它包括一突起的、沿径向向外延伸的圆周形销(spike)90, 该销钉被设计成用来接纳一互补地形成的环形销钉接纳环 91, 该环形成在呼气管的第二端套口 89 处。销钉 90 和接纳环 91 的结构互补, 从而销钉 90 与接纳环 91 接合以帮助将呼气管的第二端 89 锁定并固定在呼气管接纳连接器 88 上。

结合图 1 和 11-19 可最好地描述患者端连接器。现在转向图 17 和 18, 其中示出了患者端连接器 18 的患者装置接纳连接器 78 的两个视图, 其中给出了患者端连接器的患者装置接纳连接器 78 的一个示例性实施方式的患者的不同的零件、间隔和间隙的尺寸。

如图 11 所最清楚地示出的, 设置有一径向向外延伸的环形止档环, 该环在呼气管接纳连接器 88 的表面上方径向向外延伸。止档环 95 用来防止呼气管连接器在呼气管接纳连接器 88 上所不必要的轴向运动。

患者端连接器 18 的管子接纳部分还包括一吸气管接纳连接器 96, 该连接器通常包括具有一远端 98 和一远端 100 的圆柱管。吸气管接纳连接器 96 通常为管状、圆柱形, 并包括一径向面向内的表面 102, 该表面在其远端 98 终止于被切割的倾斜部分 103, 从而更好地形成流出吸气管接纳连接器 98 的中空内部通道 104 的吸入气流。

如在图 13 和 14 中最清楚地显示的, 吸气管接纳连接器 96 的远端形成为轴向面向外、沿径向延伸的壁构件 101 的一部分并与之相联结。这一单一的结构/连接将吸气管接纳连接器 96 固定联结于患者端连接器 18 的其余部分。

应该注意：从图 14 中所给出的尺寸来看，吸气管接纳连接器 98 从患者端连接器 18 沿径向偏离。如图 14 所示，吸气管接纳连接器 96 的中心较佳地偏置大致 0.08 到 0.12 英寸(0.2 到 0.3cm)，且最优地从患者端连接器 18 的中心轴线偏移 0.106 英寸(0.27cm)。虽然吸气管 22 仍然大致同轴线地被包含在呼气管 26 的内部，吸气管接纳连接器 96 的这一偏移联结使吸气管 22 的第二端 110 通常在毗邻于患者端连接器 18 的区域与呼气管 26 不同轴线。

申请人发现这一偏移联结在用于附图所示类型的患者端连接器时是有价值的，因为它有助于在区域 107(图 14)中提供一更加清晰且所引发的阻力更小的呼出气体流路径，在该区域 107 中呼出气体流路径在吸气管接纳连接器 96 的邻近处开始。还发现与更加传统的中心布置相比这一偏离布置可以提供更加好的气流特性。

吸气管接纳连接器 96 包括一径向面向内的表面 102，该表面形成空心内部通道 104，该通道组成呼吸回路 10 的呼气管通道的最远端。设置一径向面向外的表面 106，从而由吸气管的第二(远)端 110 的径向面向内的表面 108 所接纳。如结合呼气管所讨论的，呼气管的第二端(套口)110 的径向面向内的表面 108 和吸气管接纳连接器 96 的径向面向外的表面 106 之间的联结应该是十分紧贴、十分牢固、且基本上永久固定的联结，从而有助于确保在吸气管的第二端 110 和吸气管接纳连接器 96 之间不会发生脱开连接。

作为避免吸气管从机器和患者端连接器脱开连接的进一步的措施，吸气管的尺寸较佳地要比呼气管的略微长一些。较佳地，在上述类型的一个标准的 44 到 88 英寸的管子中，吸气管应该比呼气管长 1 到 7 英寸(2.54 到 17.8cm)。最优地，吸气管 22 伸展开的全长大约比呼气管 26 伸展开的全长要长 4 英寸(10.2cm)。

通过确保当呼气管 26 被拉到其最远的伸展位置时吸气管 22 仍有伸展的空间，这一附加的长度可帮助避免脱开连接。这一附加的伸展空间有助于避免在吸气管上施加会引起脱开连接的应力，从而减少吸气管 22 从患者或机器端连接器脱开连接的可能性。

现在请读者将注意力投向图 11—19 以更好地了解患者端连接器 18 的各种



组件和零件之间的尺寸关系(图中的尺寸单位是英寸)。

现在将参照图 1—9 以及图 27 和 28 对吸气管 22 和呼气管 26 进行更加详细的描述。

如上所讨论的, 吸气和呼气管都是具有多个静止长度的可坍塌的波纹管, 从而吸气和呼气管可以各自从完全压缩的位置移动到完全伸展的位置。重要的是, 可以选择性地伸展和压缩吸气和呼气管以得到长度为在完全伸展与完全压缩的位置之间的多个长度的可保持的诸静止长度。

现在转向图 27, 示出了三个呼吸回路, 其中包括第一呼吸回路 114、第二呼吸回路 116 和第三呼吸回路 118。虽然这些装置各自具有同等长度的吸气和呼气管, 但它们的总长由于压缩状态不同而不同。应该注意的是三个呼吸回路 114、116、118 包括一患者端连接器 115 和一机器端连接器 113、117。在这方面, 第二和第三呼吸回路 116 和 118 的机器端连接器 113 包括过滤器, 类似于图 1 所示的过滤器 14, 而第一呼吸回路的机器端连接器 117 包括一非过滤器支承机器端(non-filter bearing machine end)。

尽管机器端连接器 113、117 之间有差异, 但通常将吸气和呼气管构造成具有相同的长度。显示第一呼吸回路 114 大致在其几乎完全被压缩的位置。当在这样的一个几乎完全被压缩的位置上时, 第一呼吸回路的长度 114L 要比第二呼吸回路 116 的长度 116L 小得多。此外, 第二呼吸回路的长度 116L 要比第三呼吸回路的长度 118L 短得多。

第三呼吸回路具有一较长的长度 118L, 这是由于大多数的波纹都处于其伸展位置所造成的。相反, 第一呼吸回路 114 的较短的长度是由于吸气和呼气管的大多数的波纹都处于它们的被压缩位置。第二呼吸回路的中间区段的长度 116L 是通过与最短的第一呼吸回路 114 相比、第二呼吸回路 116 的较大百分比的波纹处于其伸展位置, 而与较短的第一呼吸回路 114 相比、第二呼吸回路 116 较小百分比的波纹处于它们的被压缩位置而得到的。

图 27 的目的是说明本发明的呼吸回路可以保持在多个静止长度上, 这些长度从通过大多数波纹处于它们的被压缩位置而得到的第一呼吸回路 114 的较短的位置变化到几乎所有的波纹都位于其伸展位置而得到的第三呼吸回路 118

的较长的长度。

较佳地,将该装置设计成完全压缩和完全伸展的位置之间的长度的差异可由大于 3、较佳地为 4 的因数来改变,从而当呼吸回路处于完全伸展位置时,它是处于完全压缩位置的呼吸回路的长度的 3 到 4 倍。

回到图 2-4,注意到吸气管 22 和呼气管 26 各自包括多个大致相同的波纹,比如波纹 120、122。出于方便的目的,在本申请中,一个波纹是指在毗邻的两个最低点 126 之间延伸的一段管子。每个波纹包括一顶点 124、位于该顶点 124 一侧的一第一分支(leg)128 以及位于顶点 124 的第二侧的一第二分支 130。该第一和第二分支终止于一最低点 126 处,为了本申请的解说,这就形成一个波纹或波纹段。

现在转向图 6-8,采用一模具块 150 来制造如图所示的波纹呼气管。制造管子的工艺通常被称作挤压和波纹模制(extrusion and corrugation molding)工艺,这是指首先挤压管子,然后形成波纹。

在最佳的实施方式中,通过首先挤压出一根具有大约 25mm 的恒定直径的大致平滑的管子来制造呼气管。当光滑管子从挤压机中出来时,它大致具有恒定直径的光滑壁。在从挤压机中出来后不久以及在塑料冷却到其成形温度以下之前,一系列诸如模具块 150 之类的具有波纹形的模具块与呼气管的表面结合以在呼气管中形成波纹。在这个过程中,将高压空气充入呼气管的内部,从而沿径向向外施力于呼气管的光滑壁使之靠着波纹模具块。在图中示出了一个示例性波纹模具块 150,该模具块对于理解波纹的形成过程是有用的,因为管子将与模具块的形状大致相符。

当察看模具块 150 时,重要的是要记住模具块与管子的外表面接合。这样,表面上是模具块的最低点的点(例如图 7 中的点 224)实际上是顶点 224,因为点 224 将形成完成的呼气管的顶点 124 的形状。类似地,模具块的最低点 226(图 7)将形成完成的呼气管的最低点 126 的形状。第一分支 228 将形成呼气管的第一分支 128 的形状,而第二分支 230 形成呼气管的第二分支 130 的形状(图 4)。

如图 7 最清楚地显示的,模具块 150 的最低点 226 为圆形,以形成呼气管的一圆形最低点 126。在最低点 226 与第一分支 228 相交汇处放置有一尖角 231。

此处所述的呼气管的结构和形状有助于提供其可坍塌性以及其在伸展位置和压缩位置处保持其静止长度的能力。这样，由模具块在最低点 226 处形成的圆形最低点使管子在压缩和伸展位置之间移动时含有多个细微的裂缝。在呼气管 26 的塑料中的这些细微裂缝可帮助波纹如所希望的那样保持在它们的伸展和/或压缩位置。在使用中发现：每个波纹、例如 120、122(图 4)通常可以保持两个静止位置，一个是完全伸展的位置，另一个是被完全压缩的位置。通常，单个波纹并不在它们的压缩和伸展位置之间的点上保持静止位置。

从总的范围来看这两点，管子所能达到的多个静止位置在很大程度上是具体的处于其相对伸展和压缩位置的波纹的数量的函数。例如，当管子完全伸展时，大多数(如果不是全部的话)波纹管、例如 120、122 位于其伸展位置。当管子处于其被完全压缩位置时，大多数(如果不是全部的话)波纹管、例如 120、122 位于其被压缩位置。

当管子处于其在完全伸展和完全压缩位置之间的中间长度时，一些波纹、例如 120、122 处于其伸展位置，而其它的则处于其相对被压缩位置。

如图 27 和图 21 最清楚地示出的，当一段管段处于压缩位置时，各个第一和第二分支 128、130 基本上互相平行。另一方面，对于给定的一段处于其伸展位置的波纹、比如波纹段 152，第一和第二分支 128、130 互相呈大约  $90^\circ$  角。

在这方面，读者的注意力尤其要关注于图 8。该图显示：当处于伸展位置时，形成管子的第一分支 128 的模具第一分支 228 与基本垂直于吸气管的轴线的平面大致夹一  $40.1^\circ$  角。类似地，形成吸气管的第二分支 130 的模具第二分支 230 与垂直于呼气管的轴线的平面大致夹一  $46.6^\circ$  角。对可压缩性的控制也是通过模具块的第一分支 228 和第二分支 230 以及因此完成的呼气管的第一分支 128 和第二分支 130 与以上所讨论的、垂直于呼气管 26 的轴线的平面夹不同的角度这一事实来实现的。

在图 4 中最清楚地显示吸气管大致类似于呼气管 26 地构造，它包括多个单个的波纹，比如波纹 131、132。每个波纹例如 131、132 包括顶点部分 140、最低点部分 138、第一分支 146 和第二分支 148，这两个分支在顶点

部分 140 和最低点部分 138 之间延伸。还与呼气管 26 类似的是吸气管 22 的第一和第二分支 146、148 是不同的，但是差异比较微小。吸气管 22 也是通过挤压然后用波纹成形工艺成型，与呼气管 26 类似。在图 9 和 10 中最清楚地显示出可以用来制造吸气管 22 的模具块的例子。

当察看用于吸气管的模具块 161 时，重要的是要记住模具块 161 与吸气管 122 的外表面接合，从而模具块 161 形成顶点 140 的部分表面上看是最低点 238，但在这里要被看作顶点 238。类似地，表面上看是顶点的点 238 实际上形成的是最低点 138，而在模具块上显示为最低点的点实际上是形成吸气管的顶点 140 的顶点 240。

模具块 161 以及由此形成的吸气管的整体形状与模具 150 和呼气管 226 的形状大致类似，因为最低点 238 大致为圆形，而且在最低点 238 和第一分支 244 之间的相交点处形成一尖角 239，这使在吸气管的一相应位置上形成一尖角。

还应该注意的：第二分支 246 的角度和第一分支 244 的角度与呼气管 26 中所使用的角度略有不同。已发现：最好将第二分支 246 以与垂直于吸气管 22 的轴线的平面呈大约  $49.6^\circ$  的角度放置，而第一分支以与大致垂直于吸气管 22 的轴线的平面呈大约  $40.1^\circ$  的角度放置。在顶点形成的、在吸气管中的第一和第二分支 244 和 246 之间的角度比吸气管 22 中所采用的角度要大。在角度上的这些差异是在申请人进行了大量的试验之后得出的，并且由于吸气管 22 和呼气管 26 之间的尺寸差异而有很大的不同。

如以上间接提到的，吸气管 22 和呼气管 26 之间的相对尺寸的确定被证明是在较困难的设计上的对申请人的一个挑战。为了得到合适的尺寸，申请人相信以下这点是很重要的，即确保呼气管的沿径向向最里点(这里显示为最低点 130)和吸气管 22 的沿径向最外点(这里显示为顶点 140)之间的呼气通道 34 足够大以使呼气通道 34 足够宽敞，从而呼出气体流经该通道时的阻力最小。在这方面，呼吸回路的气流阻力应是在流量为 60 升/分钟时回路的压降大于为 5 厘米水柱。另一方面，尺寸之间的差不应该太大，因为吸气管 22 的外表面和呼气管 26 的内表面之间的间隔太大会在伸展和收

缩吸气管 22 时产生困难。

如图 3 中所示, 申请人发现吸气管 22 的最优、最大的外径尺寸是 0.807 英寸(2.05cm), 而呼气管 26 的最优、最小的内径尺寸是 1.076 英寸(2.73cm), 从而形成一具有大约 0.269 英寸(0.68cm)的宽度的圆环形呼气通道。当然, 可以理解不会在所有地方、所有时间、沿吸气和呼气管 22、26 的全长都保持这一 0.269 英寸(0.68cm)的宽度, 因为管子 22、26 的柔性会使吸气和吸气管的相对位置沿吸气和呼气管 22、26 的长度而有所不同。但是, 该宽度的这一间隔代表呼气管 26 和吸气管 22 之间的平均间距。

如可以理解的, 另一种对呼气管和吸气管尺寸的任选的设定的审视是使吸气(内)管平均外径(“MODIT”)(这里是 0.807 英寸(2.05cm))与呼气(外)管平均内径(“MIDET”)(这里是 1.076 英寸(2.73cm))之间的比值为大约 0.75。虽然 MODIT 对 MIDET 的比值为大约 0.75 是最优的, 但申请人发现在大约 0.65 和 0.85 之间的范围内的 MODIT/MIDET 的比值通常工作情况是可以接受的。

还可以注意到的是: MODIT 和 MIDET 之间的差最优地在大约 0.27 英寸(0.69cm)之间, 且确信在 0.25 和 0.29 英寸(0.63 和 0.74cm)之间的范围内较佳。确信更佳的范围是在大约 0.26 和 0.28 英寸(0.66 和 0.72cm)之间。

图 22-26 中示出了一个替代实施方式的患者端连接器 300。患者端连接器 300 包括一患者装置接收部分 302 和一管子接收部分 304。该患者装置接收部分 302 被构造成大致与图 11 所示的患者端连接器 18 的主要实施方式中的患者装置接收部分相类似, 并包括一内圆柱形连接器构件 308 和一外圆柱形连接器构件 310, 它两分离一段距离以在其间形成一圆筒形插口 312。一气体接收部分 314 由内圆柱形连接器构件 308 的径向面向内的表面形成。

管子接收部分 304 包括一径向面向外的表面 316, 用于被一呼气管 26 的径向面向内的表面 318(图 25) 紧贴而固定地接纳。一径向向外延伸的环形销 320 形成在径向面向外的表面 316 上, 且其尺寸和位置被设置为与呼气管 26 的接收环 312 相匹配, 从而紧贴和固定地将呼气管 26 固定到患者

端连接器 300 上。

还设置有一吸气管接收连接器 324。该吸气管接收连接器 324 被构造成与图 11 所示的患者端连接器 18 的相应的吸气管接收连接器略有不同。一个主要的不同是患者端连接器 300 的吸气管接收连接器 324 和患者端连接器 300 的其余部分比较同轴地放置。

吸气管接收连接器 324 包括与患者端连接器 300 的患者装置接收部分 302 形成一体并相连接的一远端 326。吸气管接收连接器 324 还包括一近端 328，该近端 328 可包括一直径较大、径向向外延伸的端部突缘 329。类似于环形销 320，该端部突缘 329 有助于使吸气管固定保持在吸气管接收连接器 324 上。吸气管接收连接器 324 包括一径向面向外的表面 330，用于与吸气管 22 的远端 331 的径向面向内的表面 33 紧贴地接合并由该表面所接纳。吸气管连接部分还包括形成吸入气体通道 334 的一径向面向内的表面 332。

患者端连接器 300 和患者端连接器 18(图 11)之间的一个重要区别是存在毗邻于吸气管接收连接器 324 的远端 326 定位的诸孔 336。这些孔 336 使气体可在气体端口通道 314 和呼气通道 334 之间流过。主要地，将通过孔 336 的气体包括被呼出的呼出气。该气体沿患者端连接器中由箭头 J 总的表示的方向行进并随后向外沿箭头 K(图 25)进入呼出气体通道 34，最终流回麻醉机。如在图中所示出的，应该将孔 336 的尺寸设置成可与通过孔 336 并进入呼出气体通道 334 的阻力相对较低的呼出气体流相适应。

在图 30 中示出了一个替代实施方式的呼吸回路 400。该呼吸回路 400 包括一个这样类型的伸展型呼吸回路，该类型的呼吸回路是可以用来伸展如 UNIVERSAL F2<sup>®</sup>类型呼吸回路之类的一呼吸回路的有效长度。

例如，可将伸展型呼吸回路 400 连同图 1 所示的呼吸回路 10 一起使用，将它们两个端部对端部地连接，其中伸展型呼吸回路 400 的阳(患者端)连接器 406 联结于呼吸回路 10 的阴端部连接器 40。伸展型呼吸回路 400 在空间或其它的考虑因素中需要比生产商制造的或医院所储存的呼吸回路 10 的长度(甚至是在完全伸展开时)更长的呼吸回路的情况下是有用的。

呼吸回路 400 包括一可变的静止长度呼吸回路，该回路包括联结于呼

吸回路 10 的一阳(患者端)连接器 406 和被设计用来接纳其自身也联结于一麻醉机的、一近的终端的患者(远端)的一阴(机器端)连接器 408。呼吸回路 400 包括：一静止长度可变的呼气管 410，该呼气管形成一延伸通过回路的呼气通道 411；以及一静止长度可变的吸气管 412，该吸气管中形成一吸气通道 413。

在构建和构造中，呼气管 410 和吸气管 412 大致与图 1 的实施方式中所示的呼气管 26 和吸气管 22 相类似。吸气管 412 和呼气管 410 都被构造成具有可变的静止长度，从而呼吸回路 400 的全长可在如图 30 中的左侧所示的相对压缩位置和如图 30 的右侧所示的相对伸展位置之间变化。呼气管 410 和吸气管 412 各自的内径和外径的相对尺寸以及在设计呼气和吸气管 410、412 的尺寸和结构时所涉及的考虑因素也大致与以上关于图 1 所示的呼吸回路 10 所讨论的那些相同的考虑因素、尺寸和结构相类似。

阴(机器端)连接器 408 包括一呼气端口联结件 416 和一吸气端口联结件 417，在它们之间形成一呼气通道 418。与吸气管 412 的吸气通道 414 流体连通的一吸气通道 420 由该吸气端口联结件 417 的内部所形成。类似地，呼气通道 418 与该呼气端口联结件 416 流体连通。

呼气端口联结件 416 包括一直径相对扩大的近终端呼气端口接纳部分，该部分的尺寸和结构被设置成将在 Fulunaga 的美国专利 5,778,872 中所描述的一近终端的呼气端口联结部分接纳于其内部。呼气端口联结件 416 还包括一直径相对缩小的呼气管接纳部分 428，用于在外部接纳位于呼气管 410 的机器端的一套口 430。阳(患者端)连接器 406 的尺寸和结构被设置成联结于诸如图 1 中所示的呼吸回路 10 之类的一呼吸回路的机器端联结件。

患者端或远端连接器 406 包括一呼气端口联结件 442，该联结件具有用来被接纳于回路 10 的远端内部的一回路结合部分(circuit engaging portion)444 以及一直径相对缩小的呼气接收部分 446，该呼气接收部分的尺寸和构造被设置成由呼气管 410 的远端套口 448 所接纳。吸气端口连接器 450 包括一回路接合部分 452，该部分被设计成被接纳在回路 10 的吸气管连接器中。吸气端口连接器 450 还包括一吸气管接纳部分 454，该部分被设

计成接纳位于吸气管 412 的远端的一套口 455。

该联结件的一呼气通道 456 形成在呼气端口联结件 442 和吸气端口联结件 450 之间，并且于吸气通道 411 流体连通。类似地，一吸气通道 458 由吸气端口联结件 450 的内部所形成并与吸气管 412 的吸气通道 414 流体连通。

类似于以上所讨论的其它回路，回路 400 可在压缩和伸展位置之间运动，并且由于吸气和呼气管 410、412 的静止长度可变性能而可确定多种不同的静止长度中的任何一个。应该注意的是：回路 400 的吸气管 412 的两端 438、455 较佳地位于它们各自的呼气联结件(expiratory coupler)408、406 的中心。不需要如图 1 中的关于回路 10 的患者端所示那样的一径向偏移安放。相反，吸气管应被定中，以利于与近终端和呼吸回路 10 的近端相匹配。

图 31 示出了第二个替代实施方式的呼吸回路 500，该回路包括一大致与 Leagre 和 Burrow 的美国专利 5,404,873 所示的呼吸回路的机器端相类似的机器端 502 和一大致与图 1 所示的患者端连接器 18 相类似的患者端 504。该机器端 502 和该患者端 504 可连同本发明的一静止长度可变的呼气管 508 和一静止长度可变的吸气管 510 一起使用。

呼气管 508 和吸气管 510 被构造成与图 1 所示的呼气管 26 和吸气管 22 基本相类似。呼气管 508 和吸气管 510 都包括含有多个褶的折褶型管子，其中每个褶都可在一伸展位置(如表示在机器端 502 附近的)和一压缩位置(如表示在患者端 504 附近的)之间移动。

机器端 502 包括具有一吸气连接器 520 的一外壳 518 和一呼气连接器 522。该吸气连接器 520 包括一直径扩大的机器接收连接器构件 526，该构件的尺寸和结构被设置成联结于一麻醉机的一个适当的端口处或诸如二氧化碳吸收器之类的连接于麻醉机的一附件。吸气连接器 520 还包括一减小了的吸气管接收部分 528，该部分的尺寸和构造被设置成在外部接收吸气管 510 的一套口 530。吸气连接器 520 形成将连接器 520 的外部与吸气管 510 的吸气通道相连的一吸气通道 532。

呼气端口连接器 534 被显示为是独立的，且基本上不与吸气连接器 520



同轴线。呼气端口连接器 522 包括由一软管接纳部分 536 所形成的一呼气端口 535, 该软管接纳部分的尺寸和构造被设置成联结于一软管, 该软管将呼气端口 535 与一麻醉机上的适当的端口流体联结。管道(未示出)将呼气端口联结于麻醉机, 该管道较佳地具有足够长度并足够柔软, 从而可容易地联结于麻醉机上的适当的端口。应该注意的、并且在 Leagre 的 ‘873 专利中更加详细地讨论的是: 连接器被设计成保持吸气和呼气流路径的相互分离。

如上所讨论的, 患者端 504 与图 1 中所示的患者端连接器 18 大致相类似, 并且包括一患者装置接纳连接器 548, 诸如气管内插管或面具之类的患者装置可与其相连。该患者装置接纳连接器 548 包括一内部圆柱形的连接器 550 和一外部圆柱形的连接器 552, 用于适当地接纳面具。一呼气管接纳部分 554 的尺寸和构造被设置成在外部接纳呼气管 508 的一远端套口 556。患者装置接纳连接器 548 形成一气体端口 555, 吸入气体和呼出气体都流经该端口。

一径向偏移吸气管终端 558 从中心沿径向偏移, 出于相同的原因, 该偏移与图 1 的呼气管连接器 98 十分相同。该径向偏移吸气管终端 558 包括一近端设置部分, 该部分的尺寸和结构被构造成在外部接纳位于吸气管 510 的远端的一套口 560。吸气管终端的径向偏移特性提供了在毗邻患者端连接器 548 处的一更清晰且限制更少的通道, 从而使患者所呼出的呼出气体在吸气管和呼气管 510、508 处于它们的伸展位置以及处于它们的舒展位置时都可以进入呼气通道 512。

在参照优选的实施方式对本发明进行了描述之后, 可以知道以上所讨论的发明并不受此处的描述所限制, 而只应由所附权利要求限定。

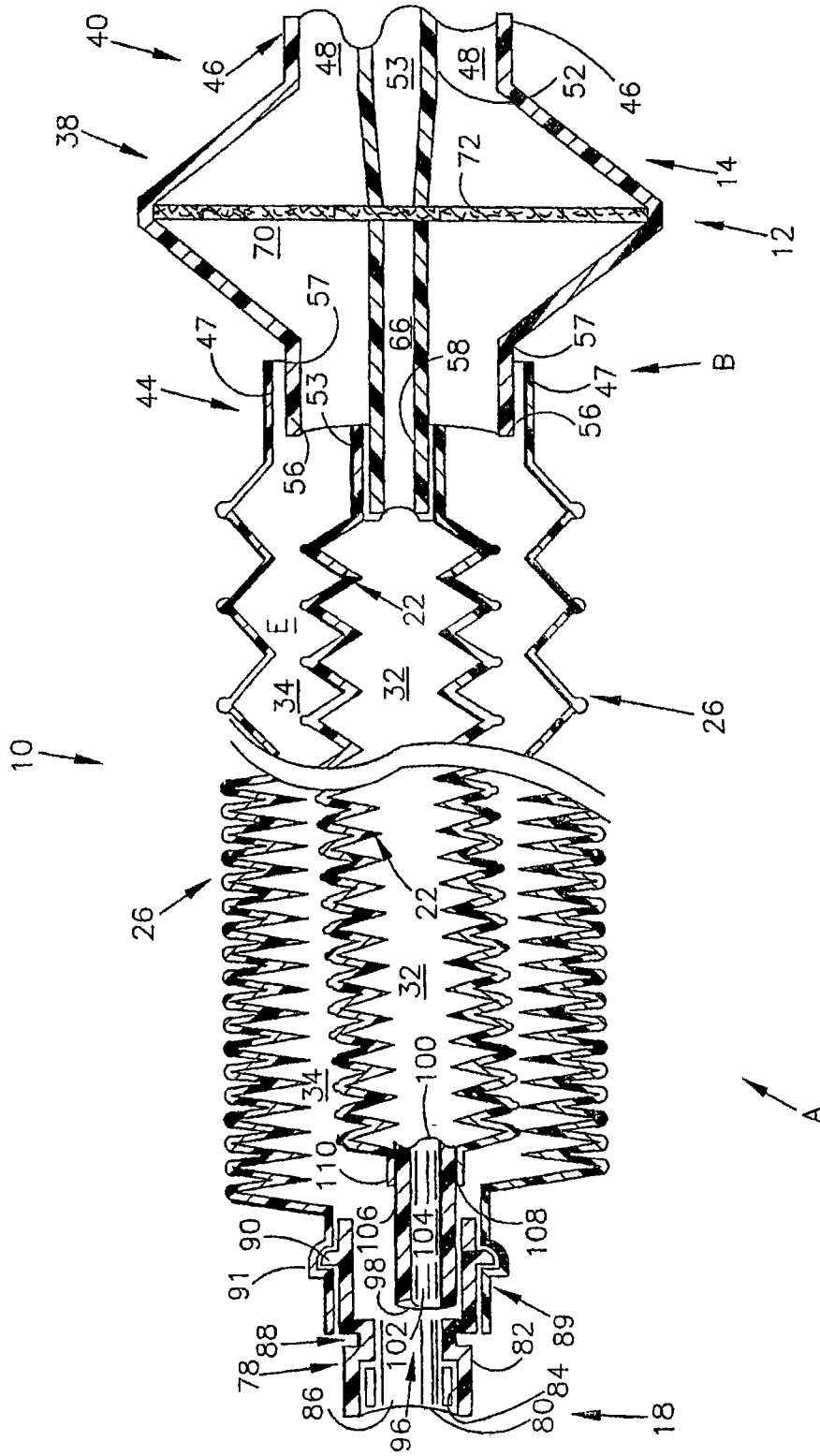


图 1

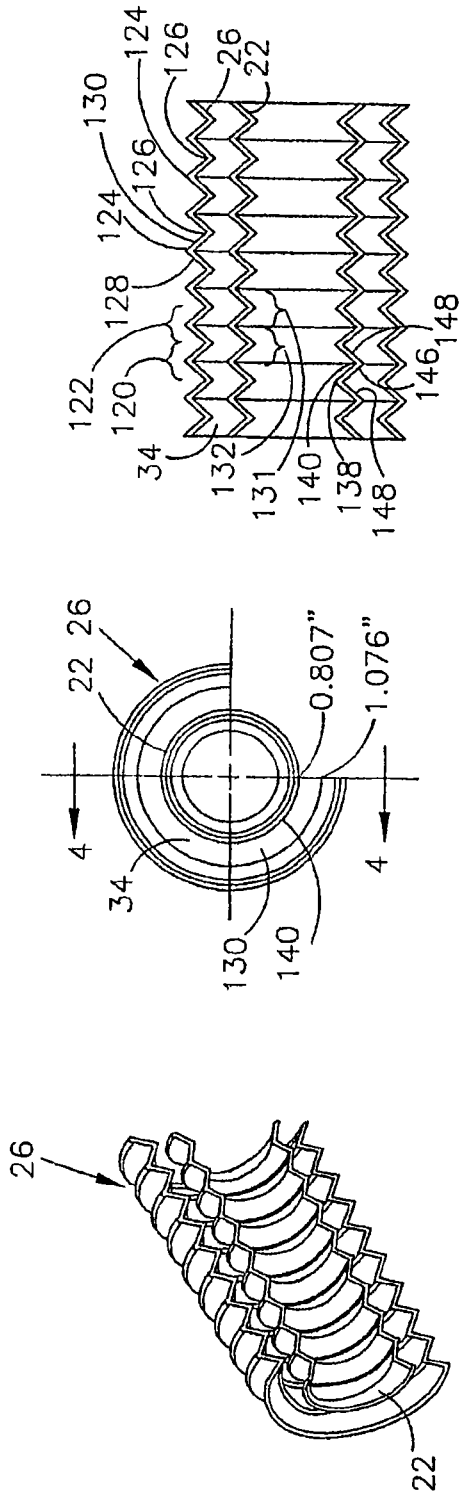


图 2

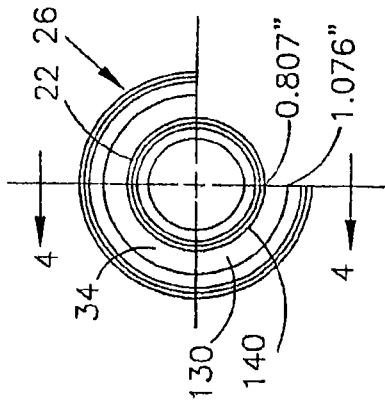


图 3

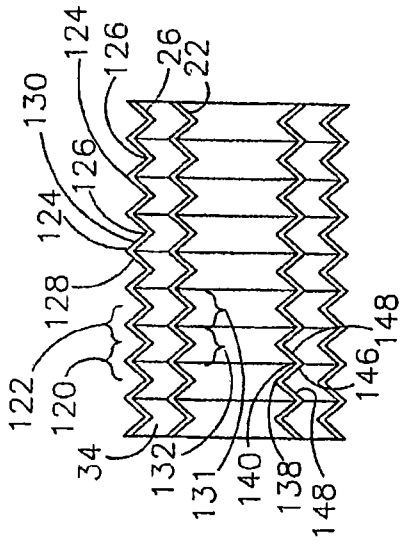


图 4

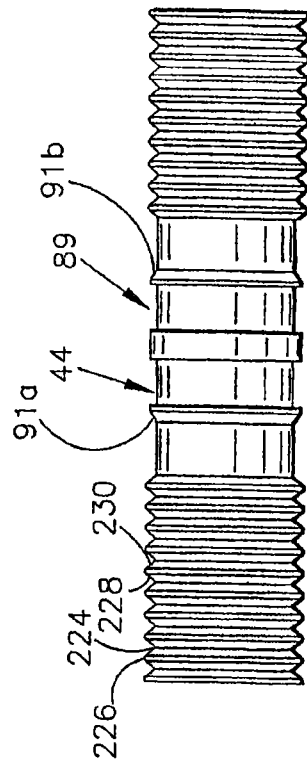


图 5

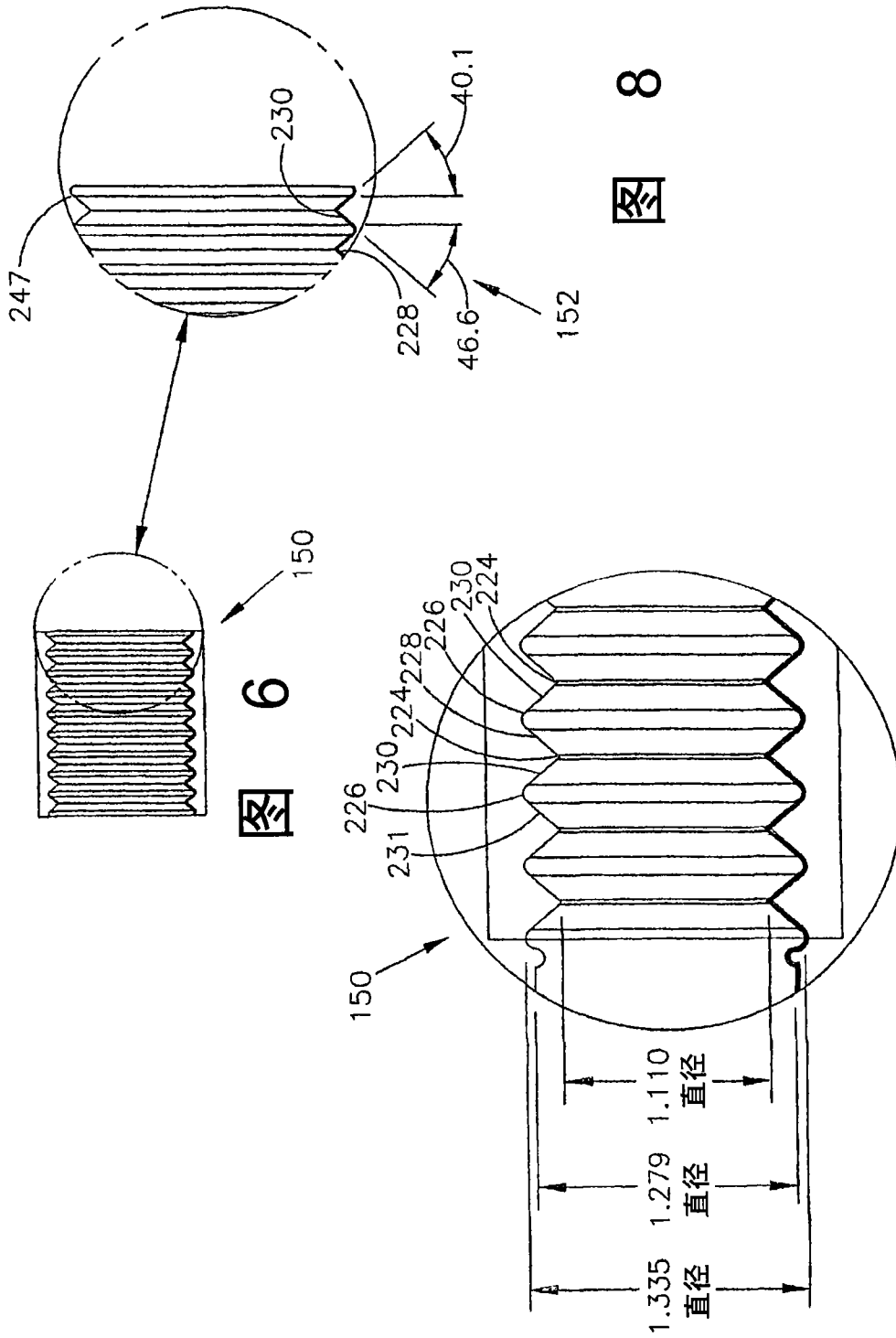


图 7

图 8

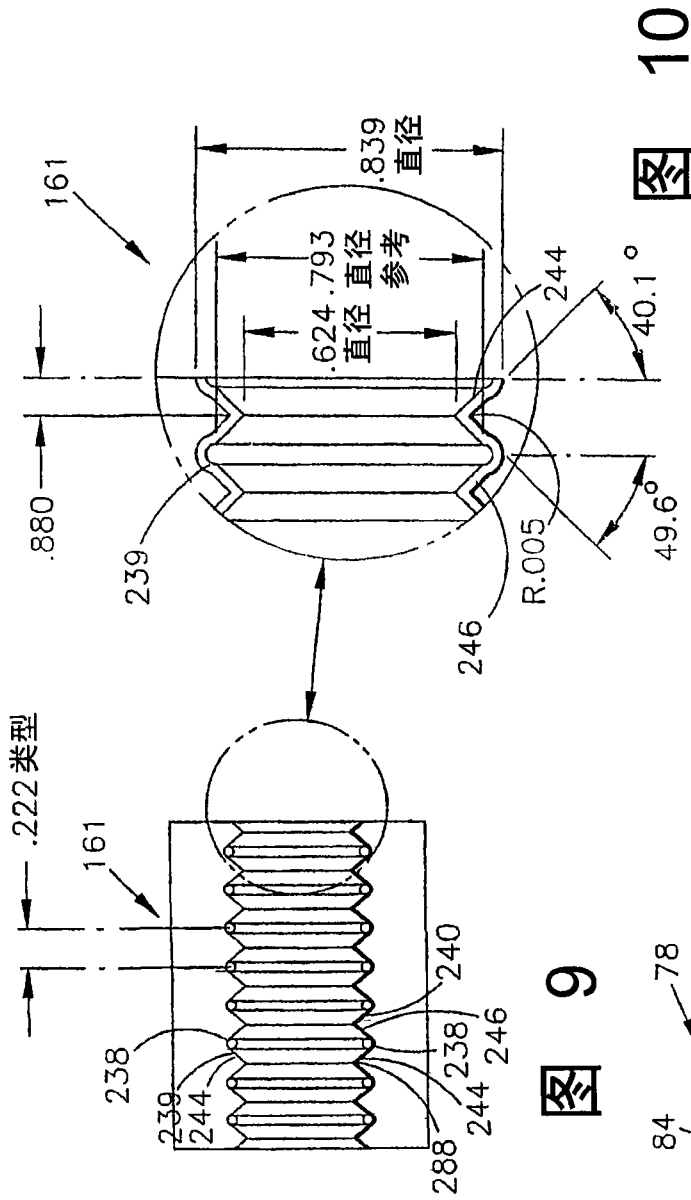


图 9

图 10

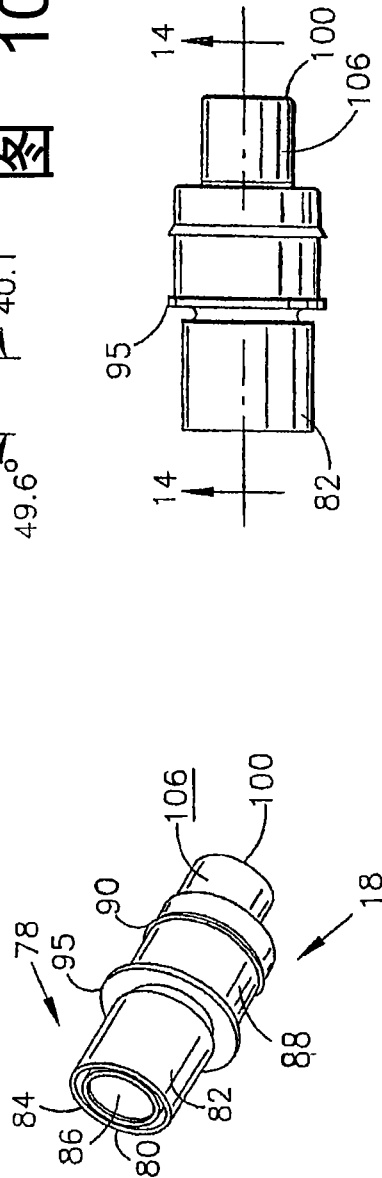


图 11

图 12

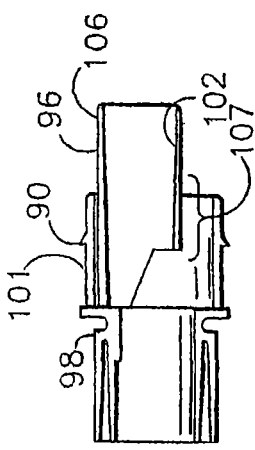


图 14

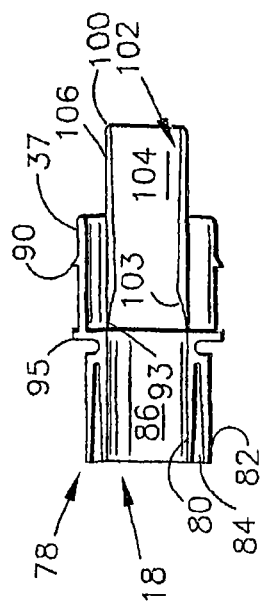


图 16

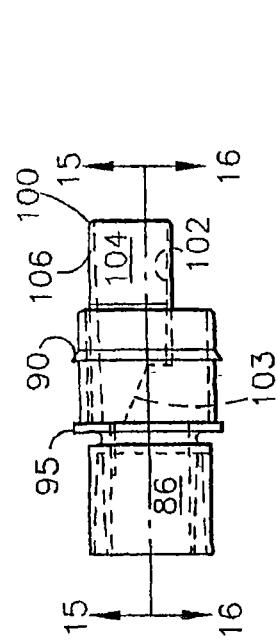


图 13

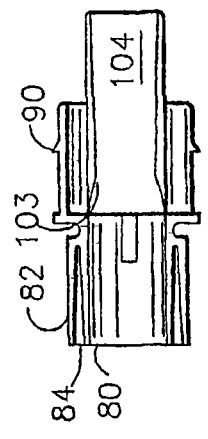


图 15

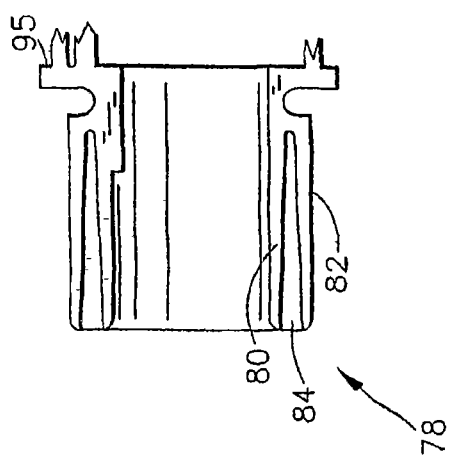


图 17

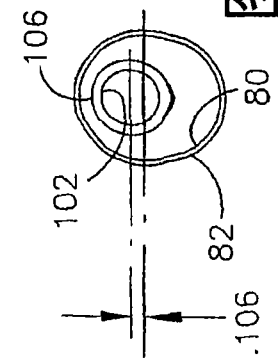


图 18

图 20







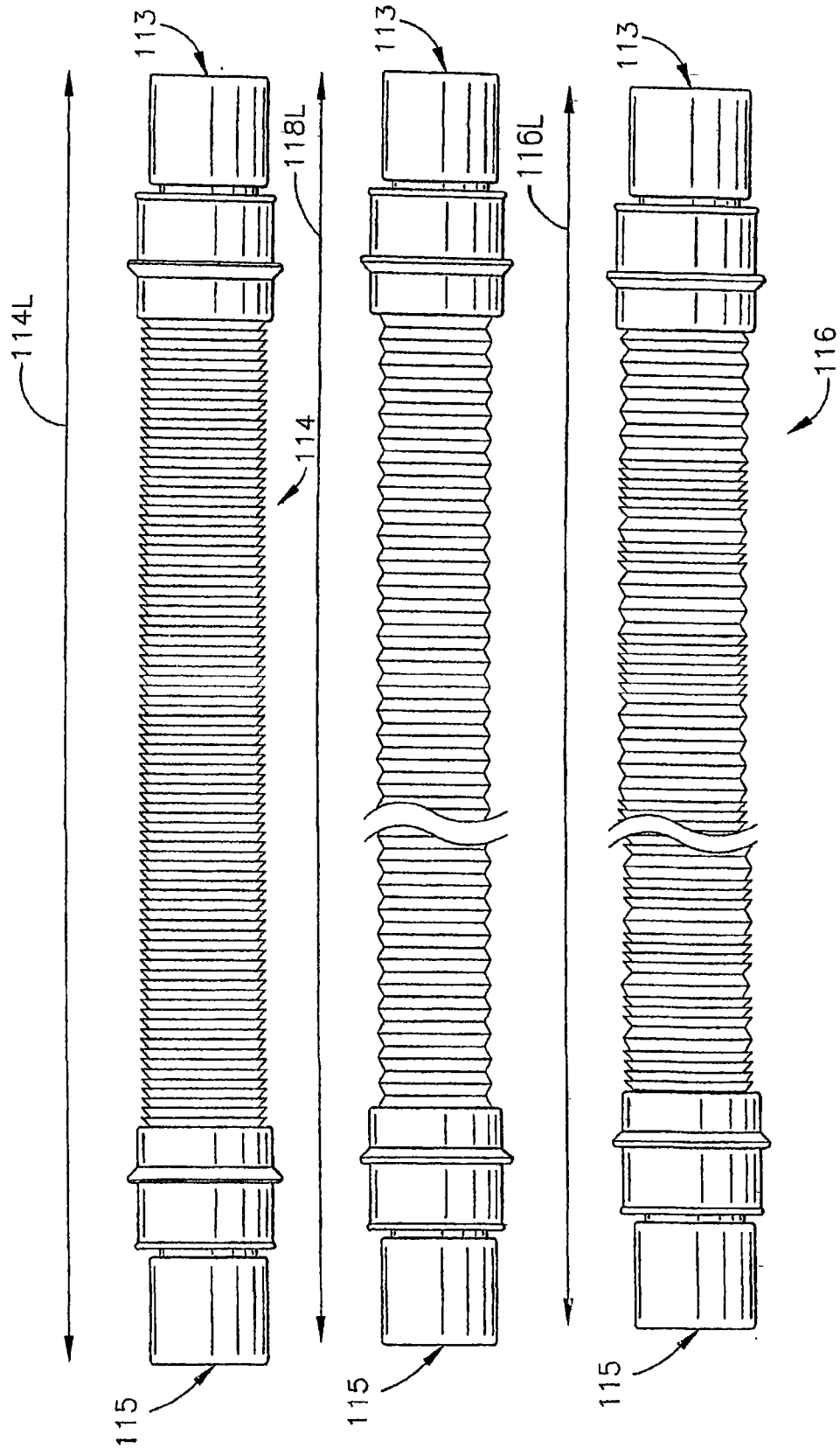


图 27

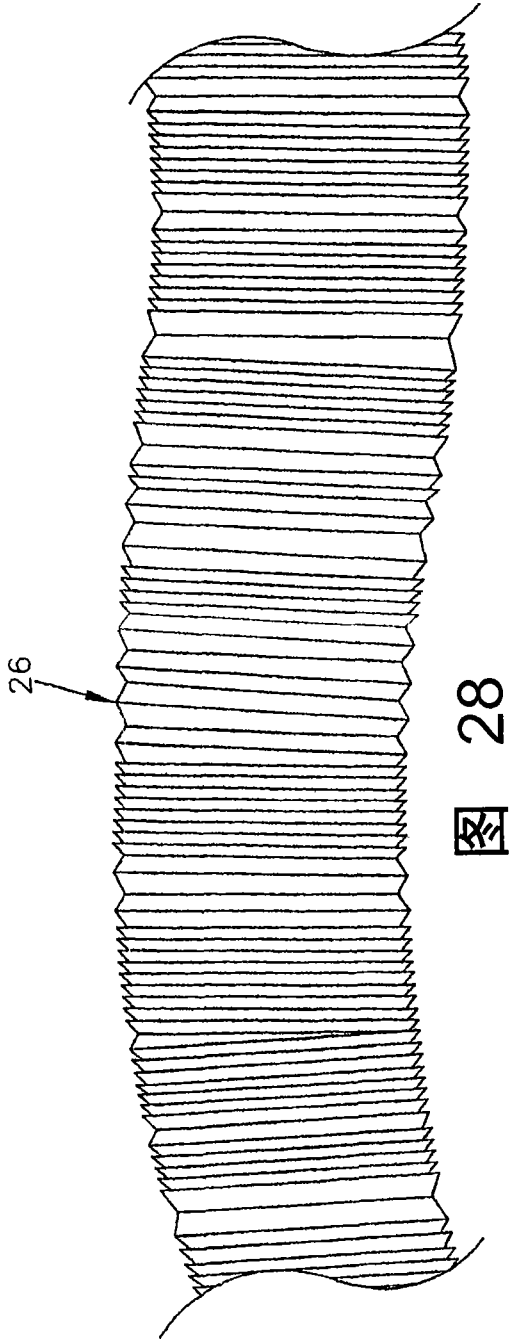


图 28

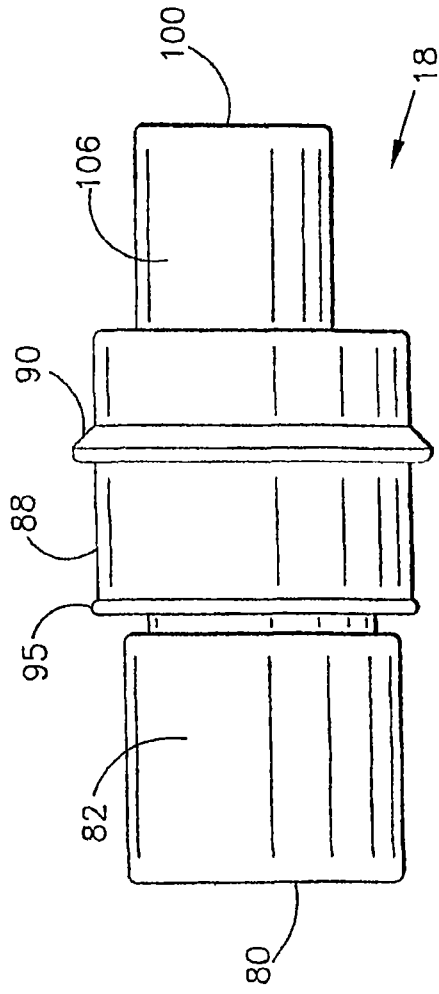


图 29

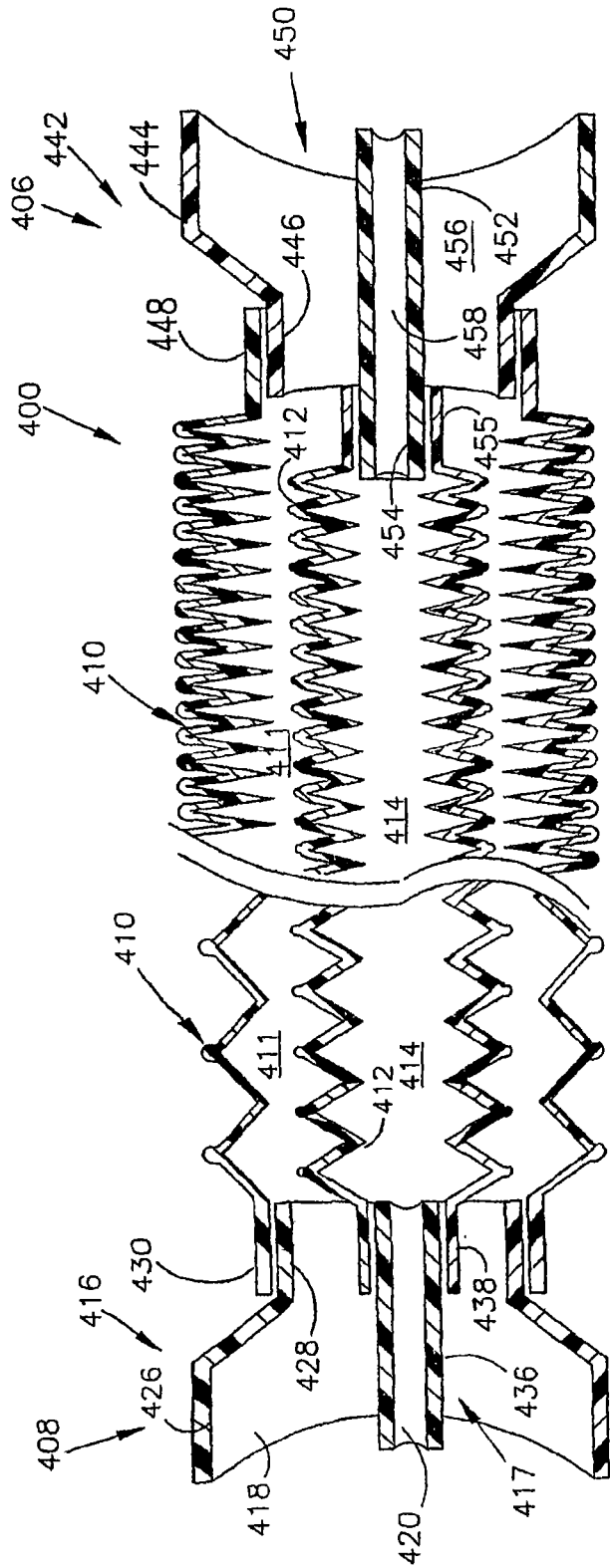


图 30

