



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101742966 B

(45) 授权公告日 2013. 10. 02

(21) 申请号 200880024836. 8

(22) 申请日 2008. 05. 19

(30) 优先权数据

60/924, 514 2007. 05. 18 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 01. 15

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2008/064164 2008. 05. 19

(87) PCT申请的公布数据

W02008/144669 EN 2008. 11. 27

(73) 专利权人 呼吸科技公司

地址 美国加利福尼亚

(72) 发明人 A·翁德卡 G·卡普斯特

R·布里安 M·亨安舒

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 蔡胜利

(51) Int. Cl.

A61B 5/08 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 5419314 A, 1995. 05. 30,

CN 1867371 A, 2006. 11. 22,

审查员 张宇

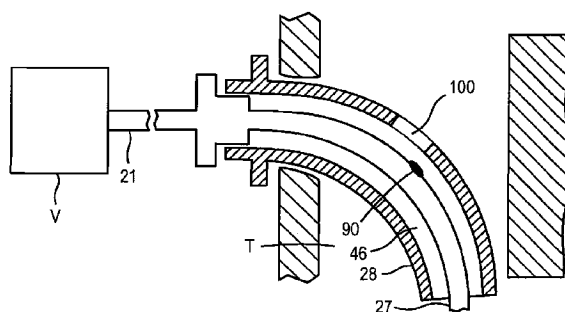
权利要求书2页 说明书15页 附图13页

(54) 发明名称

用于感测呼吸并提供通气治疗的方法及装置

(57) 摘要

提供用于呼吸道内呼吸传感器的方法和系统,其中呼吸道内呼吸传感器不在通气气体传送回路中而是暴露于患者的自主呼吸空气流中。此外,本发明的方法和系统可用来保护呼吸道内呼吸传感器,防止其接触组织或可能损伤其性能的碎片积聚。



1. 一种呼吸感测和通气传送装置,包括:

导管;

空气流可渗透保护器,其近端适于布置在患者之外而其远端适于布置在患者的呼吸道中,其中所述空气流可渗透保护器至少部分地围绕所述导管,从而在所述空气流可渗透保护器与所述导管之间形成环形空间;以及

一个或多个呼吸道内呼吸传感器,其中,所述一个或多个呼吸道内呼吸传感器是不与通气导管气体传送回路通信的感测腔,所述感测腔包括感测元件和布置在环形空间中的端口,并且其中,所述感测元件位于身体之外并与所述感测腔通信。

2. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述空气流可渗透保护器是支气管造口术管道插管。

3. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述空气流可渗透保护器具有一个或多个穿孔。

4. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述空气流可渗透保护器是保护性防护件,所述保护性防护件从包括如下的一组中进行选择:在至少一端上渐缩的防护件、在通气导管的外表面上可收缩的防护件、造口套管、可收缩的篮、包括一个或多个穿孔的从近端至远端渐缩的锥形、套囊以及其组合。

5. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述一个或多个呼吸道内呼吸传感器从包括如下的一组中进行选择:热传感器、压力传感器、压力感测腔、气体成分传感器、流量传感器、超声波传感器、电阻传感器、压电传感器、光发射/光反射传感器、以及其组合。

6. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述导管延伸超出所述空气流可渗透保护器的远端部分并进入到呼吸道中。

7. 根据权利要求1所述的装置,还包括定位器,其用于将所述导管定位在所述空气流可渗透保护器内的预定位置处。

8. 根据权利要求3所述的装置,其特征在于,所述一个或多个穿孔布置在从包括如下的一组中进行选择的位置:所述空气流可渗透保护器的上侧、所述空气流可渗透保护器的下侧、所述空气流可渗透保护器的横侧、以及其组合。

9. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述一个或多个呼吸道内呼吸传感器是序列布置的多个元件,其中一个元件用作参考信号。

10. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述一个或多个呼吸道内呼吸传感器接合到所述导管。

11. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述一个或多个呼吸道内呼吸传感器接合到所述空气流可渗透保护器。

12. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述一个或多个呼吸道内呼吸传感器从所述导管和所述空气流可渗透保护器脱离。

13. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述导管可从所述空气流可渗透保护器移除。

14. 根据权利要求1所述的装置,还包括:

将所述感测腔连接到外部感测元件的连接件。

15. 根据权利要求1所述的装置,其特征在于,所述一个或多个呼吸道内呼吸传感器被

设置于所述空气流可渗透保护器的可渗透部分附近。

用于感测呼吸并提供通气治疗的方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及用于患者的通气治疗，患者遭受呼吸性损伤和呼吸障碍，例如慢性阻塞性肺疾病（COPD）、肺纤维化、急性呼吸窘迫综合征（ARDS）、神经肌肉损伤、睡眠呼吸暂停和 / 或其它相关状况。更具体地，本发明涉及采用呼吸感测来精确并可靠地测量患者的呼吸模式，包括提供保护呼吸传感器的方法、系统和装置。

背景技术

[0002] 存在用于常规通气机的两种常见类型的控制系统。第一类型是基于由医生选择的频率将气体传送给患者。所选传送频率依赖于患者的活动。当患者非清醒、镇静、反应迟钝或瘫痪时采用该控制系统。在这种类型的系统中，通气机替代患者进行呼吸。第二类型的控制系统是响应于由患者产生的呼吸动作而将气体传送给患者。这种类型的通气帮助患者呼吸。也存在结合这两种类型控制系统的通气机和通气模式。

[0003] 在响应于患者呼吸动作的控制系统的形式中，需要呼吸动作传感器来检测呼吸。在基本的常规系统中，呼吸传感器采用压力或流量传感器来检测呼吸的启动。呼吸动作传感器位于由通气气体传送回路传送的通气气体路径中的某个位置。通气气体传送回路通常限定为由通气机传送的呼吸气体路径。呼吸动作传感器可以在通气机内部或者在通气机与患者之间的管道（包括在患者端的管道）中。已经作出各种努力以将呼吸动作传感器放置在患者的内部、或者从外部附连到患者，以改善呼吸动作检测和 / 或改善通气机气体传送的响应时间。

[0004] 通气气体传送回路内的压力或流量传感器已经成功地用于检测呼吸的启动，以触发通气机将气体传送给患者。然而，当需要或期望测量呼吸的启动之外的整个呼吸曲线时，通气气体传送回路内的传感器则生成不充分的结果，因为由通气机传送的气体也移动通过传感器。因此，传感器不再测量患者的呼吸，而是测量传送通过通气气体回路的气体。在封闭式通气系统中，通气机动作近似于整个肺的动作，因此，传感器的这种定位是充分的。在敞开式通气系统或增强患者自主呼吸的通气系统中，通气气体传送回路内的传感器对于测量整个呼吸曲线来说是不充分的。

[0005] 不在通气气体传送回路内的传感器可具有测量整个呼吸动作的能力。例如，胸部阻抗传感器可用来测量患者的整个呼吸曲线并采用该信号来控制通气机以及使得通气机与患者的呼吸同步。虽然进行了改进，但是该方法的不利之处在于胸部阻抗信号易于形成由患者动作和腹部运动产生的漂移、噪声和伪迹。在另一技术中，与呼吸驱动相关的神经活动被用来测量患者的呼吸。但是，其不利之处在于该技术是侵入性的且需要通常放置在食道中的电极来检测神经活动。

[0006] 美国非临时专利申请序号 No. 10/870, 849（美国公开专利 2005/0034721）描述了一种采用不在通气气体传送回路中的传感器的新式呼吸感测，该申请以引用的方式整体并入本文。该传感器可位于患者的呼吸道中，例如在患者的支气管中，但是不在通气气体传送回路中。由此，从通气机传送的气体可能不主要占据传感器测量值。该呼吸道内传感器可

测量患者的自然吸气气流、患者的自然呼气气流、以及通气机气体传送对肺容积的影响。不同于常规系统,传感器可不测量通气传送回路中的气流。该呼吸感测方法然后可测量不仅呼吸的启动,而且可测量患者的整个呼吸模式。这对于优化通气机与患者的自然呼吸模式的同步可为有利的,使得患者感觉舒适。同样地,如果目的是提供在呼吸曲线的不同部分期间(例如,在吸气中期的期间,或者呼气阶段的具体部分期间)的治疗,那么该方法可用来精确地测量整个呼吸曲线。然而,该新式呼吸感测技术在实践中可能不是简单的或清楚的。患者呼吸道内的传感器易于受到源自组织相互作用、患者个体差异、给定患者随时间的差异以及不能被控制的可变生理环境的困扰。例如,呼吸道中的碎片可在传感器上积聚且可能导致信号伪迹并破坏传感器精确并可靠地测量整个呼吸曲线的能力。或者传感器可能接触支气管壁,这可能破坏传感器信号。备选地,支气管在呼吸期间的运动能够影响该信号。

[0007] 存在对改进的呼吸感测系统和用于确保可靠和精确测量呼吸的方法的需求。

发明内容

[0008] 本发明涉及用于呼吸道内呼吸传感器、尤其是不在通气气体传送回路中但暴露于患者自主呼吸空气流的传感器的方法和系统。本发明是对现有呼吸感测技术的改进。此外,提供了用于防护和保护呼吸道内传感器不受破坏(例如接触组织或积聚碎片)的装置和方法。

[0009] 本发明的一方面涉及一种呼吸感测和通气传送装置,包括:导管;接合到导管的外表面的一个或多个呼吸道内呼吸传感器;以及空气流可渗透保护器,其近端适于布置在患者之外而其远端适于放置在患者的呼吸道中,其中空气流可渗透保护器至少部分地围绕该导管,使得空气流可渗透保护器防止一个或多个呼吸道内呼吸传感器接触组织并减少在该一个或多个呼吸道内呼吸传感器上碎片的积聚。空气流可渗透保护器可以是支气管造口术管道插管。该插管可具有一个或多个穿孔。该插管可至少部分地围绕导管,从而在插管与导管之间形成环形空间。空气流可渗透保护器可以是保护性防护件。该保护性防护件可从包括如下的一组中进行选择:在至少一端上渐缩的防护件、在通气导管的外表面上可收缩的防护件、造口套管、以及其组合。一个或多个呼吸道内呼吸传感器可从包括如下的一组中进行选择:热传感器、压力传感器、压力感测腔、气体成分传感器、流量传感器、超声波传感器、电阻传感器、压电传感器、光发射/光反射传感器、以及其组合。

[0010] 本发明的另一方面涉及呼吸感测和通气传送装置,包括:通气导管;具有一个或多个穿孔的支气管造口术管道插管,其中该插管至少部分地围绕该通气导管以在插管的内径与通气导管的外径之间产生环形空间;以及一个或多个呼吸道内呼吸传感器,其在插管的内径与通气导管的外径之间的环形空间中。通气导管可延伸超出插管的远端部分并进入到呼吸道中。可提供定位器,以将通气导管定位在插管内的预定位置处。定位器可以是篮式机构。定位器可以是插管的壁上的偏转器。可提供锚件,用于防止通气导管的远末端移动。一个或多个穿孔可布置在从包括如下的一组中进行选择的位置:插管的上侧、插管的下侧、外插管的横侧、以及其组合。一个或多个呼吸道内呼吸传感器可从包括如下的一组中进行选择:热传感器、压力传感器、压力感测腔、具有感测腔的管道、感测子组件、气体成分传感器、流量传感器、超声波传感器、电阻传感器、压电传感器、光发射/光反射传感器、以及其组合。该一个或多个呼吸道内呼吸传感器可以是以序列布置的多个元件,其中一个元件

用作参考信号。该一个或多个呼吸道内呼吸传感器可接合到通气导管上。该一个或多个呼吸道内呼吸传感器可接合到插管上。该一个或多个呼吸道内呼吸传感器可从通气导管和插管脱离。该一个或多个呼吸道内呼吸传感器可以是不与通气导管气体传回路通信的感测腔,其中感测腔包括感测元件和布置在环形空间中的端口,且其中感测元件位于身体之外并与感测腔通信。通气导管可从插管移除。在插管与通气导管之间可在靠近该一个或多个呼吸道内呼吸传感器的位置处提供密封件。通气导管可包括具有插管的可移动连接件。

[0011] 本发明的另一方面涉及呼吸感测和通气传送装置,包括:(a) 具有近端和远端的管状元件,其中近端适于布置在患者之外而远端适于布置在患者的呼吸道中,其中管状元件包括一个或多个穿孔,其中患者的自主呼吸经过该一个或多个穿孔;(b) 在该管状元件的腔内的一个或多个呼吸道内呼吸传感器,其中管状元件的远端部分布置在呼吸道中,使得该一个或多个呼吸道内呼吸传感器位于呼吸道中,且其中该一个或多个呼吸道内呼吸传感器在呼吸道内时暴露于患者的自主呼吸中。该一个或多个穿孔可布置在从包括如下的一组中进行选择的位置:管状元件的上侧、管状元件的下侧、管状元件的横侧、以及其组合。该一个或多个呼吸道内呼吸传感器可从包括如下的一组中进行选择:热传感器、压力传感器、压力感测腔、具有感测腔的管道、感测子组件、气体成分传感器、流量传感器、超声波传感器、电阻传感器、压电传感器、光发射/光反射传感器、以及其组合。

[0012] 本发明的另一方面涉及呼吸感测和通气传送装置,包括:(a) 用于通气气体传送的通气导管,其包括至少一个呼吸感测腔,该呼吸感测腔包括呼吸感测腔端口;(b) 空气流可渗透保护器,其至少部分地围绕导管的一部分,以保护该至少一个呼吸感测腔端口;(c) 将该至少一个呼吸感测腔连接到外部传感器的连接件,且其中该导管还构造成放置在患者的呼吸道中,以将该至少一个呼吸感测腔端口和可渗透保护器定位在呼吸道中,且其中该至少一个呼吸感测腔端口由该空气流可渗透保护器保护但是暴露于呼吸道的自主空气流中。该空气流可渗透保护器可包括一个或多个穿孔,该一个或多个穿孔可布置在从包括如下的一组中进行选择的位置:空气流可渗透保护器的上侧、空气流可渗透保护器的下侧、空气流可渗透保护器的横侧、以及其组合。该外部传感器可从包括如下的一组中进行选择:热传感器、气体成分传感器、流量传感器、超声波传感器、电阻传感器、压电传感器、光发射/光反射传感器、以及其组合。

[0013] 本发明的另一方面涉及呼吸感测和通气导管装置,包括:用于通气气体传送的通气导管;布置在通气导管的外表面上的至少一个呼吸感测腔端口;空气流可渗透防护件,其至少部分地围绕该至少一个呼吸感测腔端口,且其中该空气流可渗透防护件防止该至少一个呼吸感测腔端口与组织接触并减少在该至少一个呼吸感测腔端口上的碎片积聚。该空气流可渗透防护件可以是可收缩的篮。该空气流可渗透防护件可以是近端至远端渐缩的锥形,且其中该锥形还包括一个或多个穿孔。该空气流可渗透防护件可以是套囊。该空气流可渗透防护件可以是造口套管。该空气流可渗透防护件可以在通气导管的外表面上收缩。该至少一个呼吸感测腔端口可连接到患者之外的传感器,该传感器可从包括如下的一组中进行选择:热传感器、气体成分传感器、流量传感器、超声波传感器、电阻传感器、压电传感器、光发射/光反射传感器、以及其组合。

[0014] 本发明的另一方面包括一种呼吸感测和通气的方法,包括:将至少一个呼吸道内呼吸传感器插入到管状引导器中,该管状引导器布置成其近端适于在患者之外而其远端适

于在患者的呼吸道内部,其中该至少一个呼吸道内呼吸传感器不位于通气机气流中,且其中该至少一个呼吸道内呼吸传感器防止接触组织并防止在管状引导器上的碎片积聚。管状引导器可以是支气管造口术管道插管。该插管可至少部分地围绕通气导管,以提供通气机气流,其中该插管形成在该插管与通气导管之间的环形空间。该至少一个呼吸道内呼吸传感器可位于该环形空间中。该插管可具有一个或多个穿孔。管状引导器可以是保护性防护件。保护性防护件可从包括如下的一组中进行选择:在至少一端上渐缩的防护件、在通气导管的外表面上可收缩的防护件、造口套管、以及其组合。该至少一个呼吸道内呼吸传感器可从包括如下的一组中进行选择:热传感器、压力传感器、压力感测腔、气体成分传感器、流量传感器、超声波传感器、电阻传感器、压电传感器、光发射/光反射传感器、以及其组合。

[0015] 本发明的另一方面涉及一种呼吸感测和通气的方法,包括:将至少一个呼吸道内呼吸传感器插入到患者的呼吸道空气流的路径中,但不在通气气体传送回路上;用该至少一个呼吸道内呼吸传感器监视患者的呼吸道空气流;运行在通气气体传送回路内的至少一个通气气体传感器;以及用该至少一个通气气体传感器监视通气机气体的传送并同时用该至少一个呼吸道内呼吸传感器监视患者的呼吸道空气流。该至少一个呼吸道内呼吸传感器可接合到通气导管上。该至少一个呼吸道内呼吸传感器由保护器可至少部分地围绕。该保护器可以是支气管造口术管道插管。该插管可包括一个或多个穿孔。该保护器可以是空气流可渗透防护件。该空气流可渗透防护件可从包括篮、锥形、套囊、一组线缆或细丝的如下的一组中进行选择:在至少一端上渐缩的防护件、在通气导管的外表面上可收缩的防护件、造口套管、以及其组合。该至少一个呼吸道内呼吸传感器可从包括如下的一组中进行选择:热传感器、压力传感器、压力感测腔、气体成分传感器、流量传感器、超声波传感器、电阻传感器、压电传感器、光发射/光反射传感器、以及其组合。

[0016] 本发明的另一方面涉及用于呼吸感测和通气的装置,包括:通气导管,其用于将通气气体经由导管中的通气气体传送通道供应给患者;不与通气导管气体传送回路通信的感测管路,当该感测管路中的开口布置在在呼吸道内时,该开口用于感测通过感测管路的患者呼吸;以及感测元件,其与感测管路通信以感测患者的呼吸,其中该感测元件位于患者之外;和保护器,该保护器至少部分地围绕通气导管和感测管路开口。该保护器可以是支气管造口术管道插管。该插管可包括一个或多个穿孔。该感测元件可从包括如下的一组中进行选择:压力传感器、流量传感器、热传感器或超声波传感器。该保护器可从包括篮、锥形、套囊、一组线缆或细丝的的下一组中进行选择:在至少一端上渐缩的防护件、在通气导管的外表面上可收缩的防护件、造口套管、以及其组合。

[0017] 本发明的另一方面涉及用于呼吸感测和通气传送装置,包括:通气导管;支气管造口术管道插管,其中该管道插管至少部分地围绕该通气导管以在插管的内径与通气导管的外径之间产生环形空间;以及位于插管的内径与通气导管的外径之间的环形空间中的一个或多个呼吸道内呼吸传感器。该一个或多个呼吸道内呼吸传感器可接合到通气导管上。该一个或多个呼吸道内呼吸传感器可接合到插管上。该一个或多个呼吸道内呼吸传感器可从该通气导管和外插管脱离。该一个或多个呼吸道内呼吸传感器可从包括如下的一组中进行选择:热传感器、压力传感器、压力感测腔、气体成分传感器、流量传感器、超声波传感器、电阻传感器、压电传感器、光发射/光反射传感器、以及其组合。

[0018] 本发明的另一方面涉及用于呼吸感测和通气传送装置,包括:(a) 通气导管,其包

括通气气体传送通道和呼吸感测腔,其中该呼吸感测腔包括感测端口,且其中该通气导管构造成放置在支气管造口术管道的腔中,使得通气导管由支气管造口术管道至少部分地围绕,以防止感测端口接触支气管壁;以及(b)呼吸传感器,该呼吸传感器位于患者之外且与呼吸感测腔通信。外部呼吸传感器可以是压力传感器。通气气体传送通道可连接到在患者之外的流量或压力传感器。支气管造口术管道可以是双插管支气管造口术管道的插管。支气管造口术管道可以是单插管管道。通气导管可具有锁定连接件,以连接到支气管造口术管道。支气管造口术管道可具有位于呼吸道中的穿孔。通气导管可具有对中特征,以防止感测端口接触到支气管造口术管道的内壁。感测端口可布置成远离通气导管的远端。

[0019] 本发明的另一方面涉及用于呼吸感测和通气传送装置,包括:(a)通气导管,该通气导管包括(i)通气气体传送通道、(ii)包括感测端口的呼吸感测腔和(iii)至少部分地围绕该感测端口的空气流可渗透防护件;(b)呼吸传感器,其布置在患者之外且与呼吸感测腔通信,其中导管构造成放置在患者的呼吸道中,使得感测端口和空气流可渗透防护件的至少一部分布置在患者的呼吸道中,从而空气流可渗透防护件防止感测端口接触呼吸道壁且感测端口暴露于呼吸道中的空气流中。外部呼吸传感器可以是压力传感器。通气气体传送通道可连接到患者之外的流量或压力传感器。感测端口可布置成远离通气导管的远端。通气导管可构造成放置通过造口引导器。空气流可渗透防护件可以是可收缩的。

[0020] 本发明的另一方面涉及一种用于呼吸感测和通气传送的方法,包括:将通气导管的一端插入到患者的支气管造口术管道中,其中通气导管包括气体传送通道、呼吸感测腔和呼吸感测腔端口;以及在通气导管的第二端处将气体传送通道连接到通气气体源、和将呼吸感测腔连接到呼吸传感器元件的连接件。连接的步骤包括连接到外部呼吸传感器,该外部呼吸传感器是压力传感器。连接的步骤包括将通气气体传送通道连接到患者之外的流量或压力传感器。通气导管可具有至支气管造口术管道的锁定连接件。该方法可包括将支气管造口术管道的穿孔定位在呼吸道中。该方法可包括采用通气导管上的对中特征来对中通气导管的步骤,以防止感测端口接触到支气管造口术管道的内壁。该方法可包括将感测端口定位成远离通气导管的远端的步骤。

[0021] 本发明的另一方面涉及一种用于呼吸感测和通气传送的方法,包括:将通气导管的一端插入通过造口并进入到患者的呼吸道中,其中通气导管包括气体传送通道、呼吸感测腔、呼吸感测腔端口以及至少部分地围绕插入到呼吸道中的该导管部分的保护性防护件,以防止感测腔端口接触呼吸道壁;以及在通气导管的第二端处将气体传送通道连接到通气气体源、和将呼吸感测腔连接到呼吸传感器元件。连接的步骤包括连接到外部呼吸传感器,该外部呼吸传感器是压力传感器。连接的步骤可包括将通气气体传送通道连接到患者之外的流量或压力传感器。该方法可包括将感测端口定位成远离通气导管的远端的步骤。该方法可包括将通气导管定位通过造口引导器的步骤。插入的步骤可包括插入可收缩的空气流可渗透防护件。

[0022] 本发明的附加特征、优势和实施例从后述具体实施方式、附图和权利要求书中阐述或显而易见。此外,应当理解的是,前述的本发明内容和后述的具体实施方式都是示例性的,且旨在提供进一步的阐述,而不限定所要求保护的本发明的范围。

附图说明

[0023] 附图用于提供对本发明的进一步理解并包括在该说明书中且组成说明书的一部分,该附图示出了本发明的优选实施例且与具体实施方式一起用于解释本发明的原理,在附图中:

[0024] 图 1a 示出了通过采用位于通气气体传送回路内的呼吸传感器来进行呼吸动作检测的现有技术;

[0025] 图 1b 示出了采用超声波流量计的可选现有技术;

[0026] 图 1c 示出了采用转速流量计的可选现有技术;

[0027] 图 1d 是示出了来自于图 1a 中的系统的信号的曲线图,其中感测压力不必要与呼吸相对应;

[0028] 图 2a 示出了采用用于感测呼吸和控制通气机的胸部阻抗的现有技术;

[0029] 图 2b 是示出了由环境问题或稳定性问题引起的图 2a 中的阻抗信号的漂移的曲线图;

[0030] 图 3a 示出了现有技术,其中呼吸道内呼吸传感器用于控制通气机和监视呼吸动作;

[0031] 图 3b 是示出了由环境问题引起的图 3a 中的被破坏传感器信号的曲线图;

[0032] 图 4 示出了本发明的整个系统的局部截面图,该整个系统包括通气导管和穿孔外插管、在环形空间中的呼吸传感器、以及通气机;

[0033] 图 5 示出了本发明的整个系统的局部截面图,该整个系统包括通气导管、穿孔外插管、呼吸感测腔和感测端口、以及放置在患者身体外在通气机中的传感器;

[0034] 图 6 示出了通气导管和穿孔外插管,其中呼吸传感器位于环形空间中;

[0035] 图 7 示出了通气导管和外插管,其中呼吸传感器是外插管的一部分;

[0036] 图 8 示出了通气导管和外插管,其中呼吸感测腔和端口是外插管的一部分;

[0037] 图 9 示出了通气导管和外插管、以及放置在通气导管与外插管之间的空间中的分离传感器组件;

[0038] 图 10 示出了通气导管和外插管、以及放置在通气导管与外插管之间的空间中的分离腔组件;

[0039] 图 11 示出了通气导管和外插管,其中在导管与插管之间的通道与周围空气连通,且传感器位于该通道中;

[0040] 图 12A 示出了具有穿孔外插管的双腔支气管管道;

[0041] 图 12B 示出了移除内插管的图 12A 中的外插管;

[0042] 图 12C 是放置在图 12B 的穿孔外插管内侧的通气导管的截面图,其中感测元件放置在环形空间中;

[0043] 图 13 是备选的可调节通气导管连接件的详细视图;

[0044] 图 14 是放置在图 12B 的穿孔外插管内侧的通气导管的局部截面图,其中感测腔端口放置在环形空间中;

[0045] 图 15 示出了通气导管,其中呼吸道内呼吸传感器保护在穿孔单插管支气管造口术管道的内部;

[0046] 图 16 是通气导管的截面图,其中呼吸道内呼吸传感器保护在具有下和上穿孔位置的穿孔外插管的内部;

- [0047] 图 17 示出了通气导管,其中外插管在其侧壁上具有穿孔;
- [0048] 图 18A 是通气导管的截面图,其中呼吸道内呼吸传感器保护在穿孔外插管的内部,该通气导管具有定位和锚定特征;
- [0049] 图 18B 是图 18A 中示出的通气导管的端部视图;
- [0050] 图 19 示出了通气导管,其中穿孔外插管具有凹部以在通气导管与穿孔外插管之间形成环形间隙;
- [0051] 图 20A 是在穿孔外插管内部的通气导管的截面图,该穿孔外插管在邻近外插管壁上的穿孔处具有凹部,以在通气导管与穿孔外插管之间形成环形间隙;
- [0052] 图 20B 是图 20A 中的装置的视图,但是其凹部位于下侧;
- [0053] 图 21A 是在穿孔外插管内部的通气导管的截面图,该穿孔外插管在其内壁上具有凸起,以在通气导管与穿孔外插管之间形成环形间隙;
- [0054] 图 21B 是图 21A 中的装置的视图,但是其凸起位于下侧;
- [0055] 图 22 示出了通气导管,其中呼吸道内呼吸传感器保护在微小刺穿的穿孔外插管的内部;
- [0056] 图 23 示出了插入通过造口套管(stoma sleeve)的通气导管,其中传感器由造口套管保护;
- [0057] 图 24 示出了通气导管,其中呼吸道内呼吸传感器由可收缩的空气可渗入防护件保护;
- [0058] 图 25A 示出了通气导管,其中呼吸道内呼吸传感器由可渗入线篮防护件保护,该线篮防护件可在导管轴上收缩且在使用时可膨胀;
- [0059] 图 25B 是图 10a 中所示的通气导管的截面图;
- [0060] 图 26 示出了通气导管,其中呼吸道内呼吸传感器由可渗入锥形防护件保护,该锥形防护件可在导管轴上折曲、收缩,且在使用时可膨胀;
- [0061] 图 27 示出了图 4 中所示系统的系统布置,其中添加了通气机气体传送传感器。

具体实施方式

[0062] 图 1a 示出了现有技术的通气机呼吸检测触发系统,其中压力传感器位于通气气体传送回路 21 中。通气机 V 将通气气体通过通气气体传送回路 21 和通气管道 25 传送给患者 P。通气回路压力接头 22 可位于通气气体传送回路 21 中。通气回路压力接头 22 可感测通气气体传送回路 21 中的压力。因此,当患者 P 吸气时,在肺 L 中形成的负压可传输到支气管 T,且该负压能够在通气回路压力接头 22 中检测到。通气回路压力接头 22 可与通气机呼吸传送控制单元 20 通信。

[0063] 备选地如图 1b 所示,流量传感器可用来代替压力传感器。流量传感器可为超声波流量传感器 30 或其它类型的流量传感器。备选地如图 1c 所示,转速流量传感器 32 可位于通气气体传送回路 21 中以检测患者 P 的吸气,如图 1a 和 1b 所示。

[0064] 表示来自于传感器 22、30、32 的读数的信号可传输到通气机 V 中的通气机呼吸传送控制单元 20。通气气体传送回路 21 中的传感器 22、30、32 可测量呼吸的启动。在通气机呼吸传送控制单元 20 接收到该信号后,通气机 V 可被触发以将机械呼吸通过通气气体传送回路 21 传送给患者 P。通气机 V 被触发后,传感器 22、30、32 可测量通气机 V 的动作。传感

器 22、30、32 可能不精确地测量患者的呼吸。

[0065] 图 1d 示出了与患者实际呼吸的追踪结果 R 相比的患者支气管压力 $P(t)$ 的测量值,该压力 $P(t)$ 由传感器 22、30、32 检测。当患者吸气压力 50 下降时,患者的吸气 54 可最初由传感器 22、30、32 检测。然而在触发通气机 V 后,传感器 22、30、32 可能仅测量通气机呼吸传送压力 52,而不测量患者的呼气 56。

[0066] 图 2a 示出了现有技术的通气机触发系统,其中呼吸传感器是胸部阻抗传感器。呼吸传感器不在通气气体传送系统 21 中。胸部阻抗传感器可具有这样的缺陷:表示患者呼吸的信号可能由与呼吸无关的患者 P 动作所影响。胸部阻抗带 62 可通过胸部阻抗导线 60 连接到通气机 V 和相应的通气机呼吸传送控制单元 20。

[0067] 图 2b 示出了患者 P 的呼吸追踪结果 R,其与在支气管空气流追踪结果 Q 中所示的患者支气管 T 中的气流相比,可能对应于患者在一定时间内的实际呼吸。患者吸气支气管流量曲线 64 和患者呼气支气管流量曲线 66 可由胸部阻抗带 62 检测,分别见胸部阻抗吸气追踪结果 74 和胸部阻抗呼气追踪结果 76。然而,由于动作和患者位置以及其它因素,胸部阻抗信号可能具有胸部阻抗信号漂移 78 或者可能具有来自于患者动作的胸部阻抗信号噪声 80。

[0068] 图 3a 示出了现有技术的呼吸感测系统。呼吸道内呼吸传感器 190 可位于患者支气管 T 的患者 P 空气流路径中。

[0069] 呼吸道内呼吸传感器 190 可用来检测患者 P 的自主呼吸。为了有效地测量自主呼吸,呼吸道内呼吸传感器 190 优选地不在通气气体传送回路 21 中。为了本发明的目的,不在通气气体传送回路 21 中的传感器可认为是与通气气体传送回路 21“并联”。为了本发明的目的,位于通气气体传送回路 21 中的传感器可认为是与通气气体传送回路 21“串联”。在触发通气机 V 之后,位于通气气体传送回路 21 中的传感器可能不能充分地测量自主呼吸,因为传感器然后可主要测量由通气机 V 传送的气体且因为自主呼吸可能使比通气机 V 大致更少的空气移动。使得传感器不与通气机气体传送回路通信的益处在于,传感器甚至在触发通气机 V 之后能够测量整体自主呼吸,因为传感器不在由通气机 V 供给的气体流中。在通气机气体传送回路之外的传感器不直接测量从通气机 V 传送的气体。

[0070] 图 3a 中的呼吸道内呼吸传感器 190 可不与通气气体传送回路 21 通信。呼吸道内呼吸传感器 190 可安装在通气管道 25 的外表面上。呼吸道内呼吸传感器 190 可测量自主呼吸并产生表示自主呼吸的信号。该信号可通过呼吸道内呼吸感测导线 92、无线技术、RFID 或其它通信技术而传输到通气机 V 内的通气机呼吸传送控制单元 20。

[0071] 在支气管 T 内且不与通气气体传送回路 21 通信的呼吸道内呼吸传感器 190 的定位可相对于常规系统进行改进,因为呼吸道内呼吸传感器 190 更少地由于环境影响和患者运动而产生漂移和扰动。该传感器对于患者 P 来说是更少侵入和更不妨碍的,且对于主管医生来说是更为便利的。呼吸道内呼吸传感器 190 可安装在插入到患者 P 的呼吸道中的通气管道 25 的一部分 24 上。此外,当通气机 V 被触发以将气体通过通气气体传送回路 21 传送给患者 P 时,呼吸道内呼吸传感器 190 的测量值可能不主要由通气机 V 的行为决定,且呼吸道内呼吸传感器 190 可能继续测量患者 P 的自主呼吸。

[0072] 图 3b 示出了与呼吸传感器信号追踪结果 S 相比的支气管空气流追踪结果 Q。患者吸气支气管流量 65 和患者呼气支气管流量 67 分别与吸气追踪结果 75 和呼气追踪结果

77 很好地相符。然而,呼吸道内呼吸传感器 190 可能易于遭受接触组织(例如,支气管 T 的壁)或积聚在呼吸道内呼吸传感器 190 表面上的碎片。接触组织和 / 或碎片的积聚可干扰呼吸道内呼吸传感器 190 的测量,表现为支气管内呼吸传感器信号从接触组织或碎片 94 衰减。保护呼吸道内呼吸传感器 190 的有效性和精确性是重要的,以便确保通气气体传送回路 21 的正确运行。

[0073] 图 4 示出了本发明实施例的系统图。通气导管 27 可放置在外管道 28(例如支气管造口术管道)的内部,且呼吸传感器 90 可放置在通气导管 27 与外管道 28 之间的环形空间 46 中,以防止碎片积聚和接触支气管壁。典型地,系统可构造成利于患者自主呼吸空气流的至少一部分在该环形空间中移动。传感器信号可被传输给通气机 V 以便控制该通气机,该通气机可用气体传送回路 21 附连到通气导管 27。外管道 28 可包括穿孔 100,从而气体可容易地流入和流出环形空间 46。

[0074] 呼吸道内呼吸传感器 90 可置于支气管 T、鼻、口、喉、小支气管或在吸入和呼出空气路径上的任何其它位置。此外,应当理解的是,本发明的实施例可应用于其它生理应用中,其中导管放置在美国感测和治疗的任何腔结构中。还应当理解的是,采用合适的变型,本发明的实施例可重复使用或一次性使用,且可适于成人、儿童或新生儿使用。

[0075] 根据本发明原理的呼吸传感器可为热传感器、压力传感器、感测腔、气体成分传感器、流量传感器、超声波传感器、电阻传感器、压电传感器、光发射 / 光反射传感器、或者能够感测呼吸的任何其它传感器。呼吸传感器可为单个感测元件 / 变换器。备选地,该呼吸传感器可包括用于冗余信号测量的多个感测元件 / 变换器。此外,呼吸传感器可包括设置成感测序列的多个元件,使得多个元件中的至少一个可用作参考信号。在本发明中,传感器可指代单数个或者复数个,但是都可以采用上述的结构。

[0076] 优选地,呼吸传感器可安装在插入到患者 P 的呼吸道中的通气管道的一部分上,如图 4 所示。备选地,在如图 5 所示的系统图中,外部呼吸传感器 96 可布置在身体之外。外部呼吸传感器 96 可测量经由感测管路或腔 42 发生在患者呼吸道中的空气流或呼吸压力。感测管路或腔 42 可在通气管道 27 与外管道 28 之间的环形空间 46 中在患者呼吸道内具有开口或感测端口 44。感测管路或腔 42 可从开口 44 开通到外部呼吸传感器,例如位于通气机 V 中的传感器 96。传感器 96 可与控制单元 20 通信,以控制气体传送机构 142,从而控制将气体传送给患者。

[0077] 外管道 28 中的穿孔 100 可如图 4 和 5 所示地提供,以利于自主呼吸空气流在环形空间中移动。备选地,如图 6 所示,外管道 28 可不具有穿孔,且传感器 90 可记录所发生的支气管呼吸压力而不需要通过外管道 28 的开口流动路径。

[0078] 呼吸传感器或外部呼吸传感器和相应的感测管路可接合到通气管道上,如图 4-6 所示。备选地,呼吸传感器或外部呼吸传感器和相应的感测管路可与本文描述的本发明其它部件集成。例如,呼吸传感器 90 可为外插管 28 的内壁的一部分,如图 7 所示。通气导管 27 在插入到外插管 28 中时可形成与传感器 90 的电气连接,从而传感器信号可用导线 92 传输到通气机。

[0079] 或者如图 8 所示,感测腔 42 和感测腔端口 44 可接合到外插管 28。当通气导管 27 连接到外插管 28 时,外插管感测腔 42 分别经由气动母和公连接件 104、103 连接到外部腔 109,该外部腔 109 远离患者延伸到外部传感器(未示出),该外部传感器例如位于上述图 5

中示出的通气机 V 中的传感器 96。在图 7 和 8 中,传感器 90 或感测腔 42 和端口 44 可布置在外管道 28 的上侧上,在该情形中如果存在穿孔,那么该穿孔可布置在外管道的侧壁上(这将在后文说明)。备选地,在图 7 和 8 中示出的传感器 90 或感测腔 42 和端口 44 可布置在外管道 28 的下侧上,在该情形中穿孔可布置在外管道 28 的上侧上。此外,传感器 90 或感测腔 42 和端口 44 可布置在外管道 28 的侧壁上。

[0080] 备选地,呼吸传感器或外部呼吸传感器可从本发明的各种部件脱离。例如,如图 9 所示,包括传感器 90 的分离组件 97 可插入到通气导管 27 与外插管 28 之间的环形空间 46 中。分离组件 97 和传感器 90 可用把柄 105 插入或缩回。

[0081] 或者备选地如图 10 所示,包括感测腔 42 的分离组件 98 可插入到通气导管 27 与外插管 28 之间的环形空间 46 中,其中感测腔 42 经由外部感测腔 109 连接到布置在身体之外的传感器,例如在图 5 中示出的在通气机 V 处的传感器 96。分离组件 98 和感测腔 42 可用把柄 106 插入或缩回。

[0082] 如本文所述的,可提供呼吸传感器的保护性结构、装置和方法的各种实施例,以减少组织与呼吸传感器的接触和呼吸传感器上的碎片积聚。呼吸传感器可由空气流可渗透盖件、保护件或防护件至少部分地围绕,从而允许自主呼吸传送通过空气流可渗透盖件并到达呼吸传感器。因此,根据本发明的原理,构想出所描述和所示的各种实施例和结构,且该具体实施例和结构是非限定的。

[0083] 图 11 示出了备选方式,其中通气导管 27 与外插管 28 之间的环形空间 46 可与周围空气连通,如箭头 107 所示。以箭头 150 示出的支气管 T 中的一些自主呼吸空气流可通过环形空间 46 移出到周围大气中并通过环形空间 46 从周围大气移入。传感器 90 可布置在环形空间 46 中且可记录呼吸信号。

[0084] 图 12A-12C 示出了在使用双插管支气管造口术管道组件 23 时的一系列操作和结构,该双插管支气管造口术管道组件 23 包括支气管造口术管道内插管 110 和支气管造口术管道外插管 28。为了本发明的目的,术语通气导管、通气管道和相关表达方式可以互换地使用。类似地,术语支气管造口术管道、外插管、外管道和相关表达方式可以互换地使用。在本发明的范围内,可将在备选实施例中的元件的各种结合组合在一起。

[0085] 图 12A 示出了围绕支气管造口术管道内插管 110 的支气管造口术管道外插管 28。支气管造口术管道外插管 28 相对于支气管造口术管道内插管 110 布置成使得在支气管造口术管道外插管 28 的内表面与支气管造口术管道内插管 110 的外表面之间可存在环形空间 46。支气管造口术管道外插管 28 可具有一个或多个穿孔 100,以允许空气流进入到环形空间 46 中。如箭头 150 所示的,自主呼吸可传送通过一个或多个穿孔 100 进入到环形空间 46 中并传送出支气管造口术管道外插管 28 的端部 151。来自于通气机的通气空气(箭头 152)可传送通过支气管造口术管道内插管 110、传送出支气管造口术管道内插管 110 的端部 153 并进入到患者呼吸道中。通气空气(箭头 152)和/或自主呼吸 150 也可在相反方向分别传送通过支气管造口术管道内插管 110 和环形空间 46。穿孔 100 可允许经过双插管支气管造口术管道 23 的气流进入上呼吸道或从上呼吸道传送出。穿孔 100 还可通过使得呼出空气流经过声带而发声。

[0086] 双插管支气管造口术管道 23 可包括支气管造口术管道颈部凸缘 112 和/或支气管造口术管道通气回路连接件 111。支气管造口术管道通气回路连接件 111 可允许双插管

支气管造口术管道 23 连接到各种类型的通气机上。在优选移除通气机和通气导管并允许患者通过外插管进行呼吸时,可使用双插管支气管造口术管道 23 的结构。

[0087] 图 12B 示出了本发明的实施例,其中支气管造口术管道内插管 110 从保留在患者呼吸道中的支气管造口术管道外插管 28 移除。

[0088] 图 12C 示出了替代支气管造口术管道内插管 110 的内插管通气导管 26 的另一变型。内插管通气导管 26 可构造成放置在支气管造口术管道外插管 28 的内部,用于将呼吸道内呼吸传感器 90 精确定位在内插管通气导管 26 与支气管造口术管道外插管 28 之间的环形空间 46 中。例如,该精确定位可包括获得呼吸传感器相对于外插管长度的正确插入深度、或传感器相对于外插管内壁的正确圆周方向,这将在后文说明。因此,呼吸道内呼吸传感器 90 可保护在环形空间 46 中且可不遭受接触组织或积聚碎片。然而,呼吸道内呼吸传感器 90 可在吸气和呼气方向上与自主呼吸 150(如图 12A 所示)通信,且可检测并测量患者 P 的呼吸模式。

[0089] 通气导管密封件和连接件 116 可将内插管通气导管 26 连接到支气管造口术管道外插管 28,以便进行密封、紧固和定位,且凸缘 115 利于将通气导管 26 插入外插管 28 中或从外插管 28 移除通气导管 26。该密封件和连接件可为例如摩擦配合密封件/连接件、扭转并锁定密封件/连接件或者卡锁配合密封件/连接件、例如硅树脂的可压缩密封垫、适配部件之间的线-线配合件、适配楔形接口、和/或具有一种软质材料和相反硬质材料的较轻干涉配合件。呼吸道内呼吸传感器 90 可在环形空间 46 内部的任何位置,然而吸道内呼吸传感器 90 优选放置在穿孔 100 与支气管造口术管道外插管 28 的端部 151 之间的位置。如果传感器放置成太靠近外插管的远端,那么传感器可易于得到文丘里伪迹 (Venturi artifacts),该文丘里伪迹由从通气机离开通气导管的气流产生。因此,传感器的位置优选远离外插管的开口。

[0090] 因为移动通过环形空间的空气流的量可能仅为总支气管空气流的一部分,所以由呼吸传感器测量的呼吸信号可以是衰减信号。然而,这被认为是可取的,因为测量值精确地反应了流量或压力,虽然不必要地反应真实幅值。

[0091] 在图 12C 中,内插管通气导管 26 可具有硬度,以防止内插管通气导管 26 的不期望弯曲,该不期望弯曲可无意地使得呼吸道内呼吸传感器 90 接触外插管内壁。

[0092] 图 13 示出了连接装置的备选方式,其中内插管通气导管 26 可包括连接件 116 和凸缘 115 组件,该连接件 116 和凸缘 115 组件包括位于导管轴 118 与连接件 116/凸缘 115 组件之间的可调节滑动密封件 117。通气导管连接件 116/凸缘 115 组件可用来将内插管通气导管 26 的远末端 D 和呼吸道内呼吸传感器 90 放置在期望的位置。通气导管连接件 116/凸缘 115 组件可构造成使得其在不移动内插管通气导管 26 时锁定或自锁在导管轴 118 上。例如,通气导管连接件 116/凸缘 115 组件可采用止动系统、筒夹系统、压缩钳弹簧加载按钮或者锁定销。备选地,呼吸道内呼吸传感器 90 的位置可进行调节。例如传感器通过移动杆或线而推进或缩回,如上述图 10 中所示的。

[0093] 图 14 示出了在其近端从患者 P 之外延伸到呼吸道(例如支气管 T)内的感测腔 42。感测腔 42 可具有在呼吸道内的远端,其中感测腔端口/开口 44 放置在环形空间 46 中。传感器可放置在患者 P 之外,如上述图 5 中所示的,但是其可与感测腔 42、感测腔端口/开口 44 和/或呼吸道进行通信。这对于降低通气导管的成本或者减少通气导管所需的尺寸来说

是有利的。

[0094] 除了图 12-14 的实施例之外,可以使用其它通气导管和支气管造口术管道组合和互连件。

[0095] 图 15 描述了适于插入到信号插管支气管造口术管道 29 中的通气导管 31。支气管造口术管道 29 可包括一个或多个穿孔 100,以允许自主呼吸在通气导管 31 与支气管造口术管道 29 之间传送。一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 可布置在支气管造口术管道 29 中或者在通气管道 31 上。一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 可如前所述地保护在环形空间 46 中。通气导管 31 和支气管造口术管道 29 可具有如前所述的一个或多个适配特征,以允许连接通气导管 31 和支气管造口术管道 29。一个或多个适配特征可将一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 放置在期望的位置。

[0096] 图 15 的实施例还包括支气管造口术管道颈部凸缘 112、通气导管密封件 116 和支气管造口术管道通气回路连接件 111。例如在需要进行常规通气时,该实施例允许移除通气导管 31 以及常规通气机和呼吸回路连接到单插管支气管造口术管道 29 的 15mm 的连接件 111。

[0097] 本发明的实施例可包括各种样式和结构的穿孔,以允许气体流经传感器保护装置到达传感器上。穿孔可位于任何位置,且一些优选的位置和结构在下文进行说明。传感器的气体可渗透防护件可以是各种形状和数量,但是气体可渗透防护件优选地防止组织接触传感器和 / 或传感器上的碎片积聚。为了本发明的目的,向上方向是指面向患者身体的呼吸道出口的位置,例如面向上呼吸道。此外,向下方向是指面向远离患者身体的呼吸道出口的位置,例如面向下呼吸道。横侧方向是指不向上也不向下的任何方向。如上所述,穿孔和 / 或气体可渗透防护件可布置在任何位置。穿孔的形状可以是圆形、椭圆形或者任何其它合理形状。穿孔的位置和形状可以是上述的任何组合。

[0098] 图 16 示出了通气导管 33 和外插管支气管造口术管道 34 的备选实施例。外插管支气管造口术管道 34 可包括在支气管造口术管道 120 上侧上的一个或多个穿孔 100、和 / 或在支气管造口术管道 122 下侧上的一个或多个穿孔 101。在外插管支气管造口术管道 34 各个表面上的一个或多个穿孔 100、101 可降低通过外插管支气管造口术管道 34 的吸入或呼出气流的阻抗。此外,当一个或多个穿孔 100、101 未对齐、被阻塞和 / 或被遮掩时,在外插管支气管造口术管道 34 各个表面上的一个或多个穿孔 100、101 可提供冗余,以便气体通过外插管支气管造口术管道 34。图 16 还示出了连接到外插管 120 的连接件 / 密封件 119。

[0099] 图 17 示出了在外插管支气管造口术管道 34 的横侧 121 上的穿孔 102。

[0100] 一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 的正确定位对于呼吸感测和通气机控制系统的正确运行来说是重要的。此外,重要的是将一个或多个呼吸道内传感器 90 随时间变化而保持在初始位置或期望位置。可提供用于定位和稳固一个或多个呼吸道内传感器 90 的结构和方法。

[0101] 图 18A 示出了包括一个或多个通气导管稳固 / 定位锚件 130 的通气导管 35 的实施例。一个或多个通气导管稳固 / 定位锚件 130 可将一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 放置并保持在在外插管 36 内的期望位置。一个或多个通气导管稳固 / 定位锚件 130 可帮助将通气导管 35 对中外插管 36 中,从而一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 不接触外插管 36 的内壁 37。当增压气体被传送通过通气导管 35 时,一个或多个通气导管稳固 / 定位锚

件 130 还可防止通气导管 35 颤动。一个或多个通气导管稳固 / 定位锚件 130 可布置在一个或多个位置。例如,一个或多个通气导管稳固 / 定位锚件 130 可布置在靠近一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 的位置,以便确保一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 正确地放置在环形空间 46 中。备选地,一个或多个通气导管稳固 / 定位锚件 130 可布置在靠近通气导管 35 的远末端 D 的位置,以减少气体传送期间远末端的运动。示出了通气导管外密封件 114。

[0102] 图 18B 是图 18A 的端部视图。一个或多个通气导管稳固 / 定位锚件 130 的其它可能结构是可能的,以将一个或多个呼吸道内呼吸传感器放置在环形空间 46 内的期望位置。例如锚件是可压缩细丝或线缆,例如弹性体细丝或形状记忆合金线缆。细丝或线缆例如可以是环路形状、或辐条、或编织带、或编织篮。锚件结构的密度很低,从而几乎在锚件靠近穿孔时才贡献空气流电阻,此时锚件对空气流有电阻,因为在由呼吸传感器检测呼吸信号时该区域中不需要空气流。

[0103] 图 19 示出了插管偏转器 40,其用于确保该一个或多个呼吸道内传感器 90 暴露于在环形空间 46 内流动的空气中。图 19 的插管偏转器 40 示出在外插管 38 的上侧,目的在于将通气导管 39 和传感器 90 从外插管 38 的内壁分隔开。通气导管 39 可形成并定形状成一定的圆弧半径,该圆弧半径大于外插管 38 的圆弧半径。插管偏转器 40 可将通气导管 39 偏转成具有更小的半径。因此,在制造期间通气导管 39 的半径与外插管 38 的半径不必要进行正确匹配。插管偏转器 40 可小创伤性地定形状,以避免在偏转器与组织之间发生任何粗糙接触。一个或多个穿孔 100 可布置在外插管 38 上的各个位置。

[0104] 图 20A 示出了在外插管 38 中邻接穿孔 100 的插管偏转器 40。一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 和 / 或感测腔端口可布置成恰好在插管偏转器 40 和穿孔 100 的远端。这在从支气管的前壁延伸到支气管腔中的插管上部分或下部分相对较短、且在支气管的前壁与后壁之间没有足够的距离用于若是彼此分离的偏转器和穿孔两者时是有利的。

[0105] 图 21A 示出了仅从外插管 38 的内壁突出的插管偏转器 40。插管偏转器 40 可不影响外插管 38 的外径。这对于将外插管 38 插入到呼吸道中或从呼吸道移除外插管 38 来说是有利的。插管偏转器 40 可以靠近或邻接一个或多个穿孔 100、或者以预定距离偏离该一个或多个穿孔 100。典型地,由于支气管直径导致的有限空间需求,偏转器和穿孔可能必须靠近在一起。在图 19、20A 和 21A 中所示的实施例尤其适用于采用单插管支气管造口术管道的情形,因为支气管造口术管道内插管未放置在支气管造口术管道中。在采用双插管支气管造口术管道时,支气管造口术管道内插管通常尽可能地大,以优化气体传送。与常规实践相反,偏转器可能需要更小直径的支气管造口术管道内插管。

[0106] 在图 19、20A 和 21A 中所示的插管偏转器 40 和一个或多个呼吸道内传感器 90 的位置除了上方位置之外,插管偏转器 40 可位于外插管 38 上的其它位置。插管偏转器 40 的其它位置可以是如图 20B 和 21B 所示的外插管 38 上侧 122、和 / 或外插管 38 的横侧 121 (未示出)。优选地,一个或多个呼吸道内传感器 90 可位于通气导管 39 的相应侧上。例如,如果插管偏转器 40 在外插管 38 的下侧 122 上,那么一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 可位于通气导管 39 的下侧 122 上。可采用各种位置和组合。传感器 90 可布置成远离导管 38 的中线,从而在插入时传感器不会由偏转器上的摩擦而受损。

[0107] 图 22 示出了具有短支气管造口术管道 49 的本发明的实施例。内通气导管 47 可远离地延伸超出短支气管造口术管道 49 的远端 51。图 8a 的实施例是有利的,因为短支气

管造口术管道 49 仅在必要时延伸到呼吸道中,以防止一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 接触组织和 / 或减少在该一个或多个呼吸道内呼吸传感器上碎片的积聚。因此,患者的呼吸道潜在地更畅通地自主呼吸。此外,该结构可利于测量更接近真实信号的呼吸信号,因为更少地存在机构的自主气流妨碍,例如支气管流量和压力的更少文丘里效应、紊流和衰减。示出了内通气导管密封件 113。

[0108] 图 23 示出了本发明的实施例,其中通气导管 47 可适于放置在造口套管 48 中。造口套管 48 可仅从边缘延伸到呼吸道中。边缘延伸到呼吸道中可提供对一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 的防护,以防止接触组织和 / 或减少碎片的积聚。图 22 中的实施例可以是有利的,因为造口套管 48 可具有相对较小的直径,故因而更少地妨碍患者 P。当患者 P 不需要完全靠通气维持时,采用造口套管 48 是有用的,因为造口套管 48 通常不包括连接到常规通气机所需的标准 15mm 连接件。该造口套管优选地不同于已知为蒙哥马利 T 型管 (Montgomery T-Tube) 的类似常规机构,因为造口套管必须构造成在套管与通气导管之间产生空间,以限定用于呼吸传感器的环形空间。同样地,造口套管优选地不同于已知为造口支架 (例如罩口造口支架 (Hood Stoma Stent)) 的类似常规机构,因为造口支架不延长到支气管呼吸道中。造口套管和从其通过的主腔必须延长一定距离到支气管腔中,以便限定用于呼吸传感器的环形空间或保护性区域。一些患者需要支气管造口术管道兼容样式,而不是造口套管样式。例如,如果患者需要其它呼吸性治疗设备和有时需要辅助设备或者需要常规机械通气时,作为支气管造口术管道一部分的 15mm 呼吸连接件将利于附连到其它呼吸性治疗设备。

[0109] 本发明的其它实施例可对一个或多个呼吸道内呼吸传感器进行替代性或附加保护。为了本发明的目的,术语保护器或防护件可以互换地使用。各种形式的保护可以互换地采用或在一起采用。在后述的示例性实施例中,外插管或造口套管可用备选保护机构替换或使用。优选地,保护器和 / 或防护件对于空气流是可渗透的。

[0110] 图 24 示出了通气导管 27 上的穿孔防护件 136。通气导管 27 可通过造口 134 或其它类似开口插入到呼吸道 (例如支气管 T) 中。通气导管可优选地直接插入通过造口道 134,但是也可根据需要插入通过支气管造口术管道或其它类似装置。通气导管颈部凸缘 132 可提供对通气导管 27 的定位和紧固。一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 安装在通气导管 27 上。一个或多个呼吸道内呼吸传感器可由穿孔防护件 136 保护。

[0111] 穿孔防护件 136 可以是篮式机构且对于空气流是可渗透的。该篮可以是编织网或编织带细丝或线缆结构,其一端或两端附连到通气导管轴。该结构具有正常膨胀的尺寸,但是能够容易地压缩成压缩尺寸,以便将通气导管 27 插入通过造口 134。

[0112] 图 25A 示出了篮式穿孔防护件 136,其可由拉线装置或伸展装置 (未示出) 从收缩状态 C 收缩至膨胀状态 E 以及相反操作。拉线装置附连到篮线结构的近端。在近端方向上拉动线缆则使得该结构向近端伸长,使得该结构的直径减小或收缩。因此,篮线结构的近端可滑动地附连到通气导管轴。篮式穿孔防护件 136 也可由响应于温度变化的温度敏感形状记忆合金收缩。该材料在室温下可为第一收缩状态,但是在插入到呼吸道中之后,该材料可基于从室温至呼吸道内温度的温度变化而进入第二膨胀状态。篮式穿孔防护件 136 也可可是渐缩的,以利于将通气导管 27 插入通过造口或从造口移除通气导管 27。篮的线缆可以是较大弹性和柔软的,以利于不需要不舒适量的力而进行插入或移除。图 25B 是图 25A 中机构

在膨胀状态下的端部视图。当篮式穿孔防护件 136 在膨胀状态 E 时,篮式穿孔防护件 136 具有比通气导管 27 的直径更大的直径。然而,当篮式穿孔防护件 136 在收缩状态 C 时,篮式穿孔防护件 136 可具有仅在其边缘比通气导管 27 的直径更大的直径。在收缩状态 C,篮式穿孔防护件 136 可收缩在通气导管 27 的外表面上。

[0113] 一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 可布置在通气导管 27 上。优选地,当篮式穿孔防护件 136 在膨胀状态 E 下时,其可至少部分地围绕该一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90。一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 可防止接触组织和 / 或减少在一个或多个呼吸道内呼吸传感器 90 上的碎片积聚。

[0114] 备选地,保护机构可以是空气流可渗透的套囊或任何其它类似结构。

[0115] 图 26 示出了空气流可渗透防护件 138,其可以是圆锥形或渐缩的,以利于从造口道 134 移除。空气流可渗透防护件 138 可在其渐缩端部处接合到通气导管 27。空气流可渗透防护件 138 是可收缩的。为了将空气流可渗透防护件 138 收缩以便插入,空气流可渗透防护件 138 可包括形状记忆材料。空气流可渗透防护件 138 可配置在收缩状态 C,并然后在插入到与体温相对应的呼吸道之后膨胀到膨胀状态 E。备选地,空气流可渗透防护件 138 可用手或机器折曲成收缩状态 C 并弹簧插入到呼吸道中,接着自膨胀或者手动或机械地膨胀到膨胀状态 E。空气流可渗透防护件 138 在收缩时可以是预定圆锥形保护性防护折曲件 140。空气流可渗透防护件 138 在从呼吸道和造口移除之前或者期间可手动、机械地或自动地收缩。

[0116] 空气流可渗透防护件 138 可包括一个或多个穿孔 100。该一个或多个穿孔 100 可变长以利于空气流可渗透防护件 138 的收缩和膨胀。备选地,空气流可渗透防护件可允许空气流渗透而不具有一个或多个穿孔 100。

[0117] 本发明各种实施例中的呼吸道内呼吸传感器可与通气气体传送回路中的呼吸传感器结合使用,从而可独立且同时地监视患者呼吸和通气机动作。例如在图 27 中示出的,上述实施例中描述的呼吸道内呼吸传感器 90 可用于测量患者呼吸以及通气机 V 对患者呼吸系统的效果,同时测量气体传送回路 21 中通气机 V 的输出的传感器 108 测量通气机的输出。

[0118] 虽然上述说明涉及本发明的优选实施例,但是应当理解的是,其它变型和修改对于本领域技术人员来说将显而易见,且它们不偏离本发明的精神和范围。此外,可将与本发明中一个实施例相关的特征结合其它实施例来使用,即使未在上文中清楚地说明也是如此。

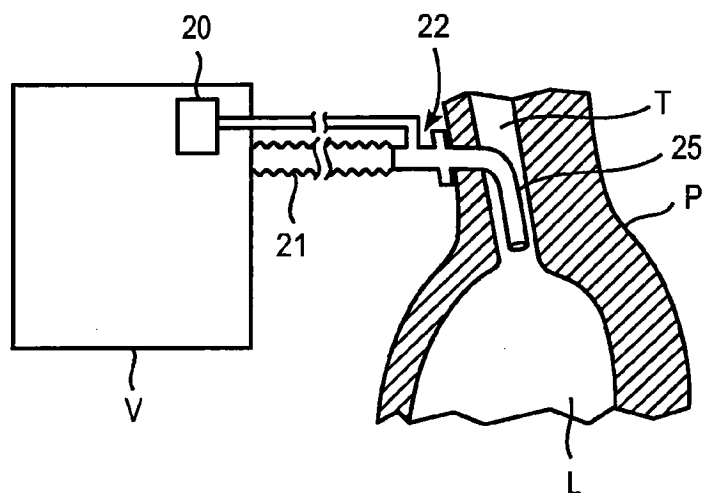


图 1A 现有技术

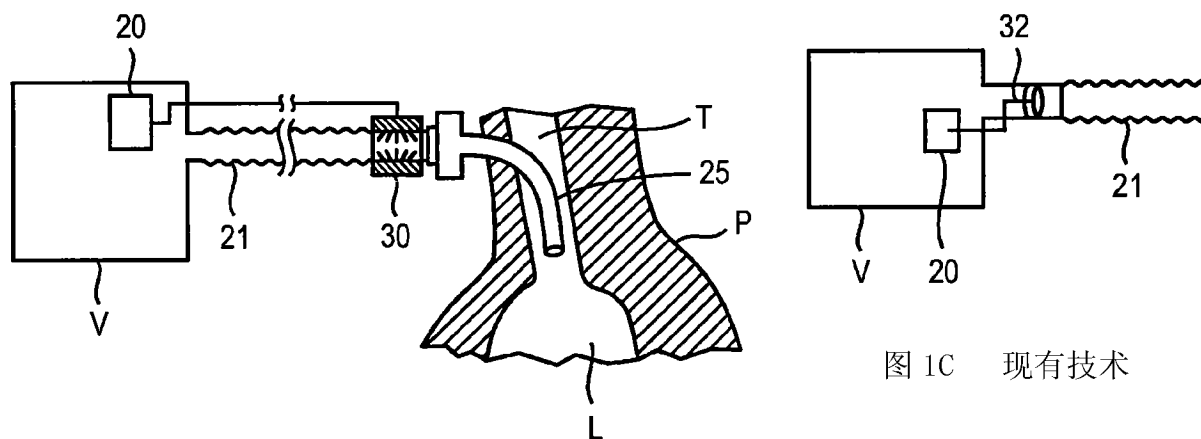


图 1C 现有技术

图 1B 现有技术

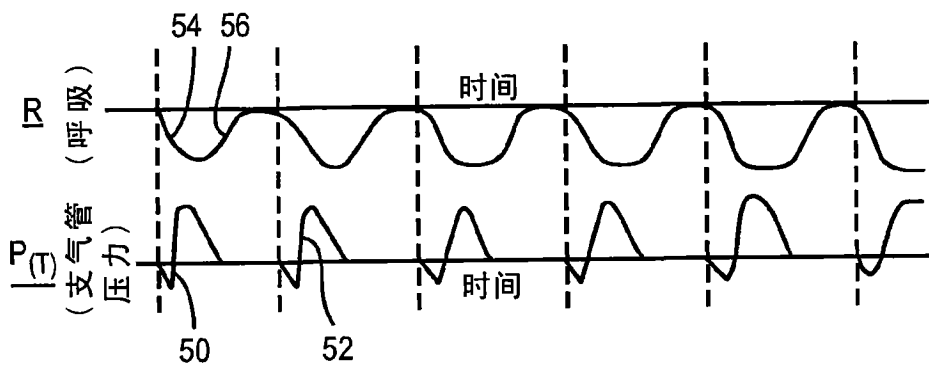


图 1D 现有技术

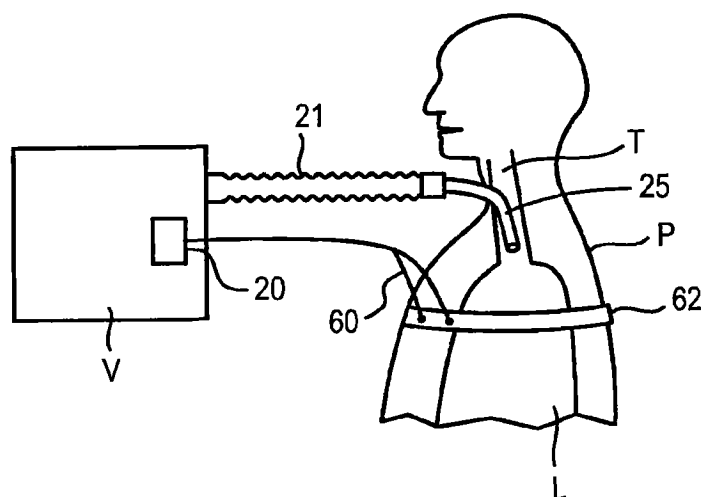


图 2A 现有技术

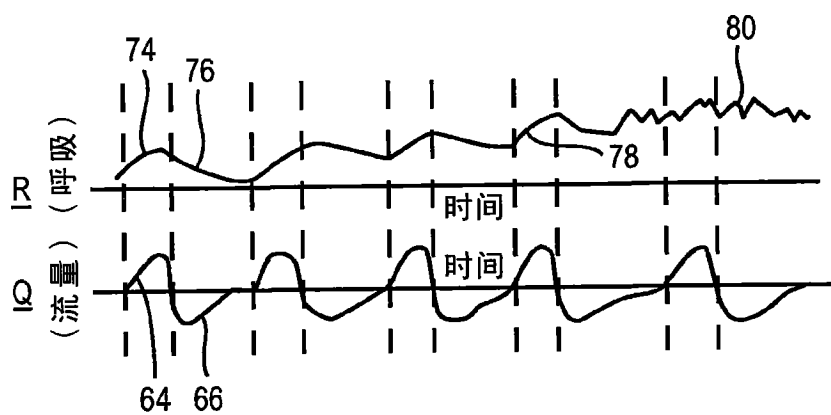


图 2B 现有技术

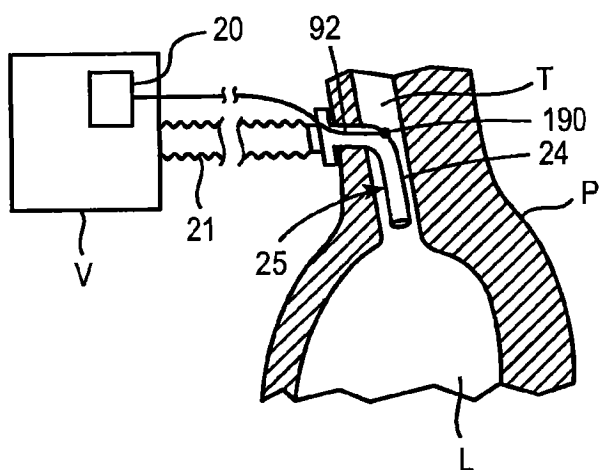


图 3A 现有技术

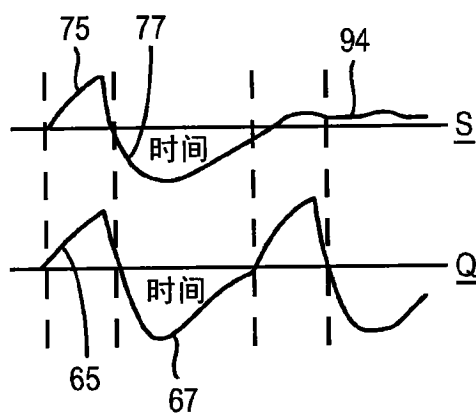


图 3B 现有技术

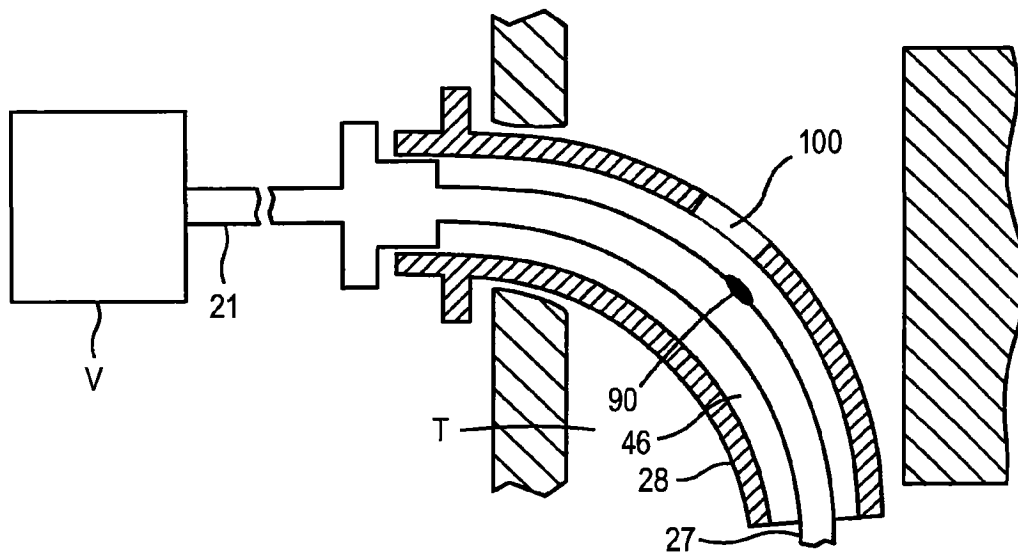


图 4

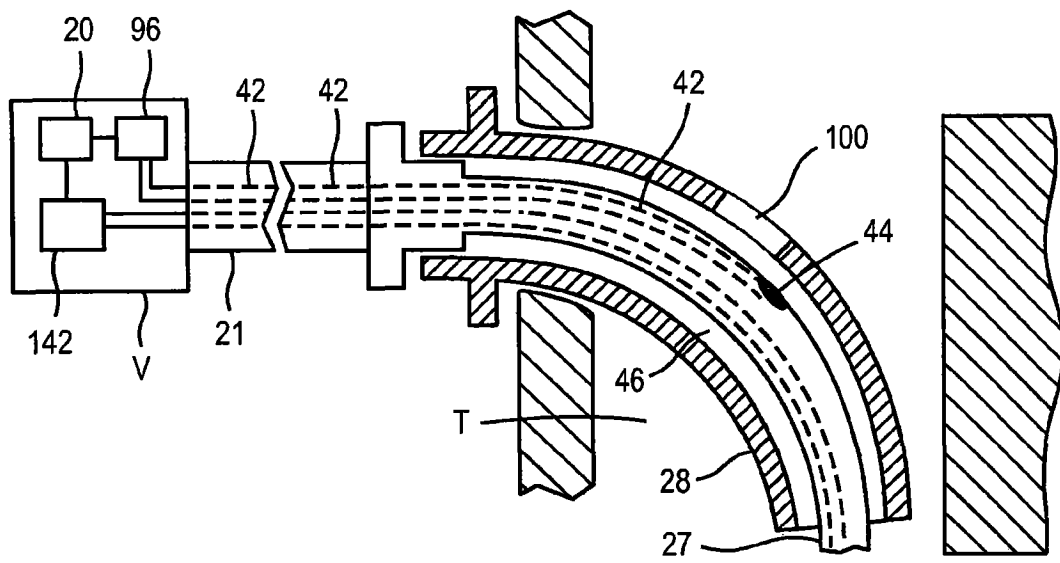


图 5

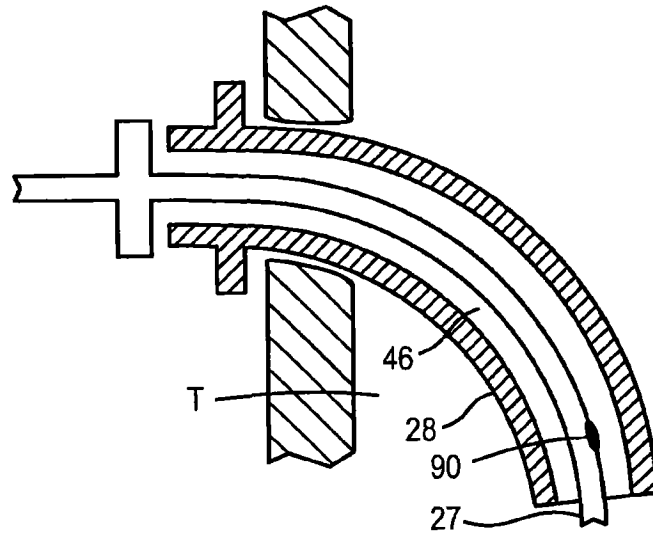


图 6

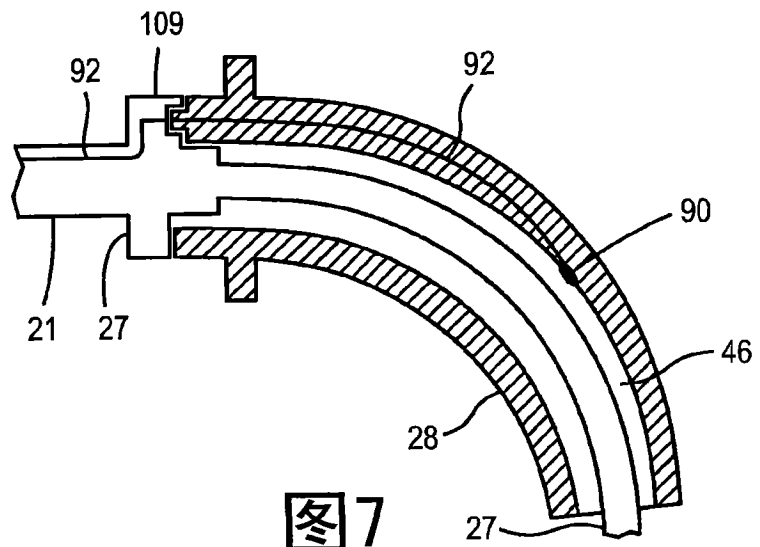


图 7

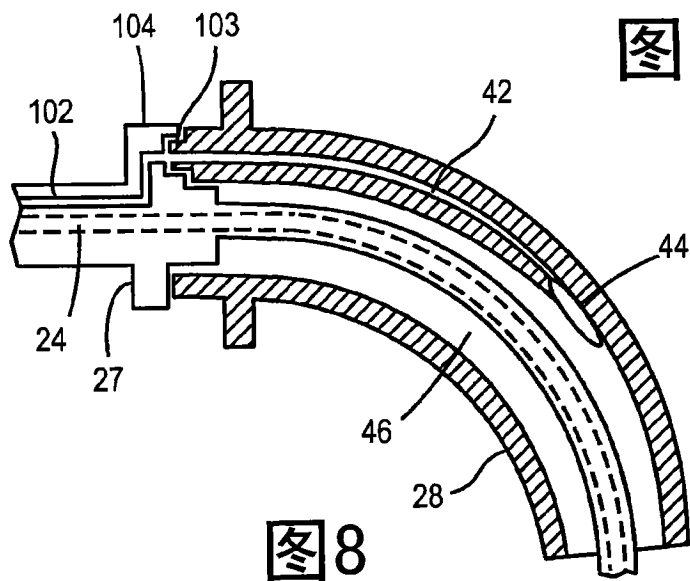


图 8

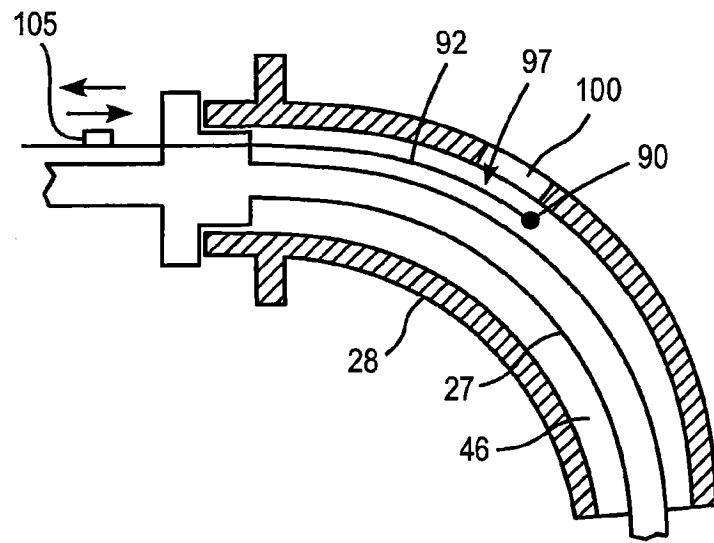


图 9

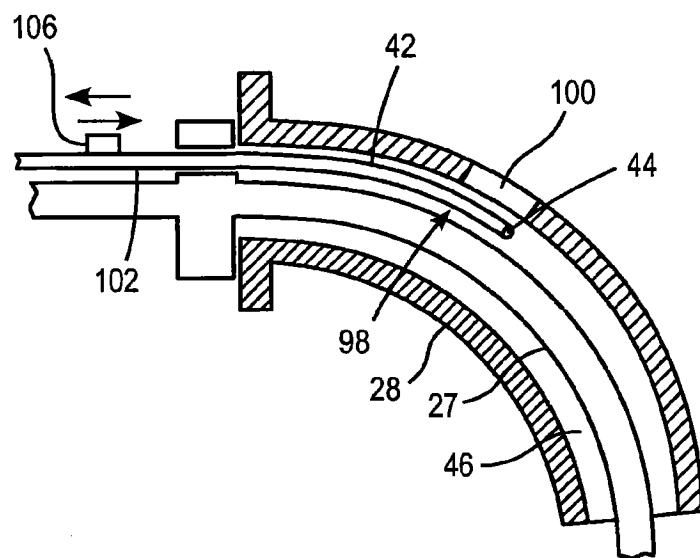


图 10

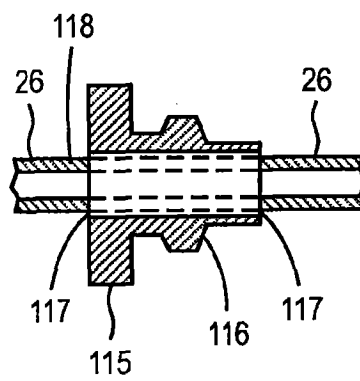
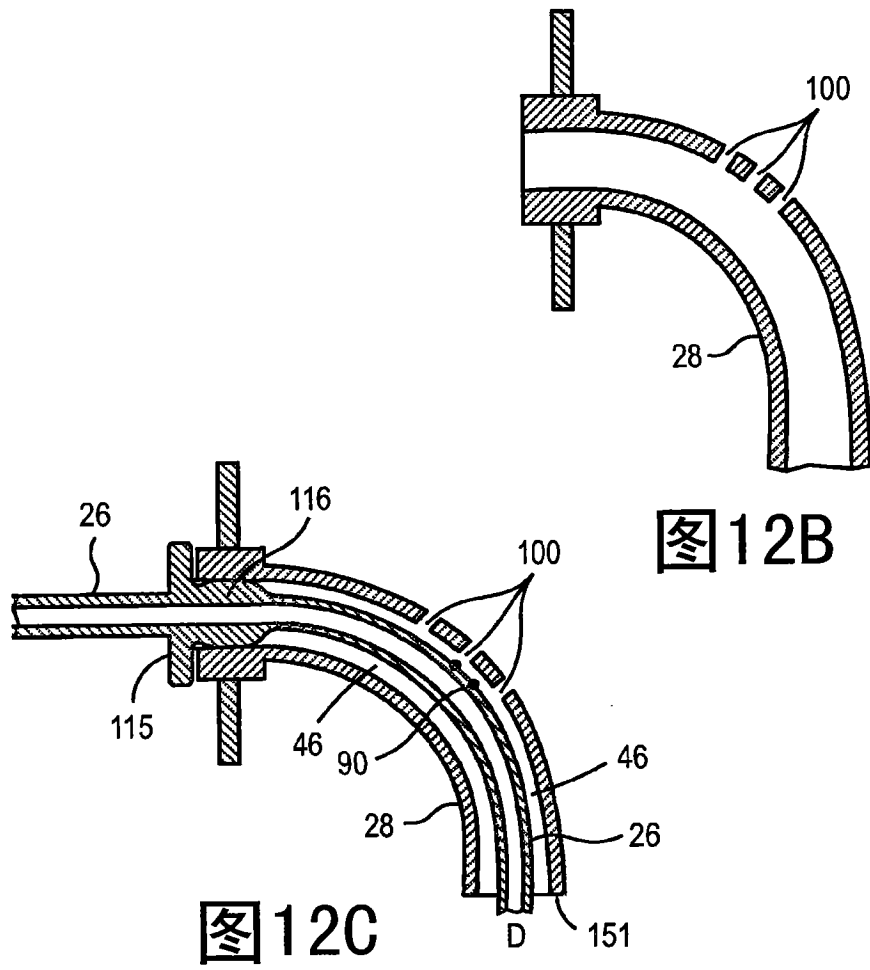


图 13

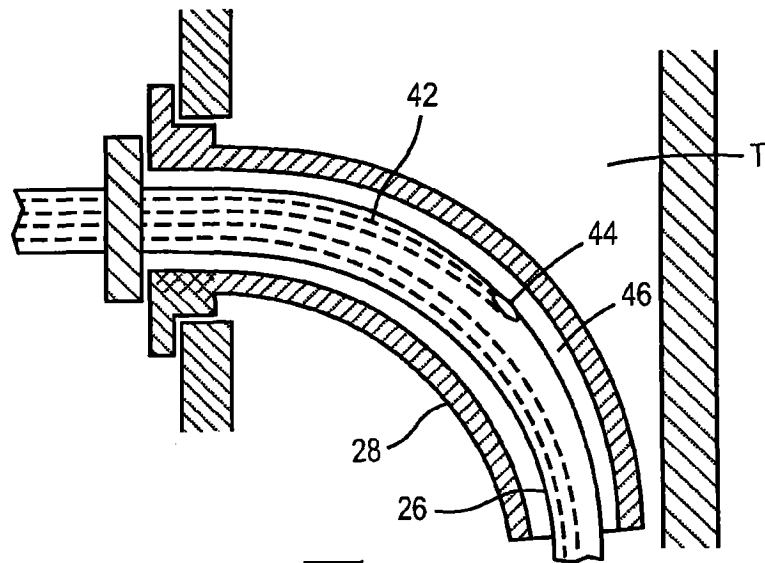


图14

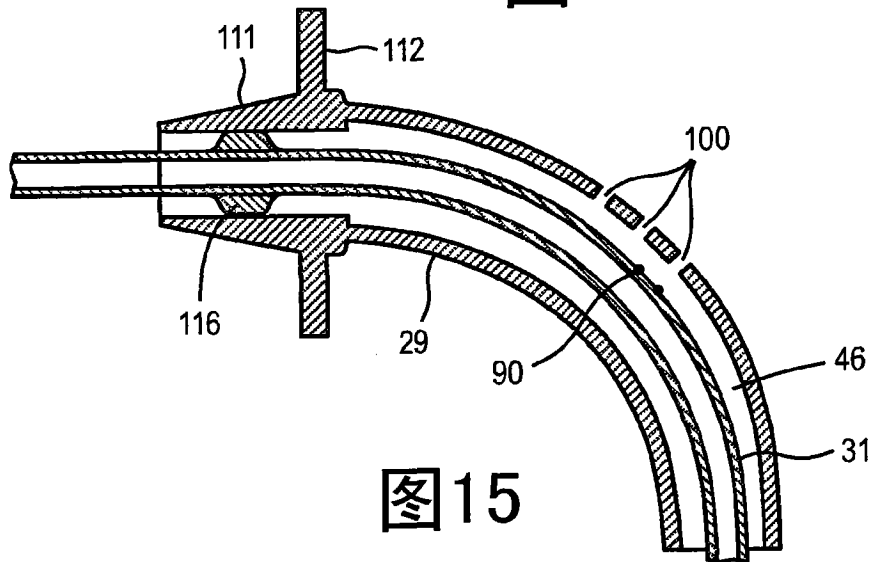


图15

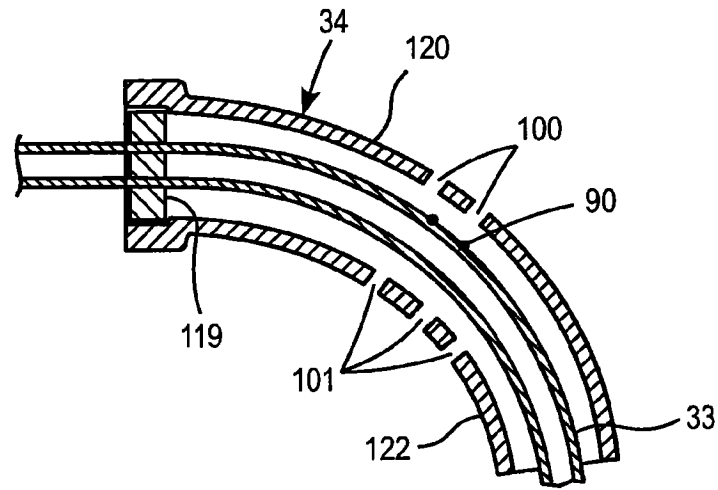


图 16

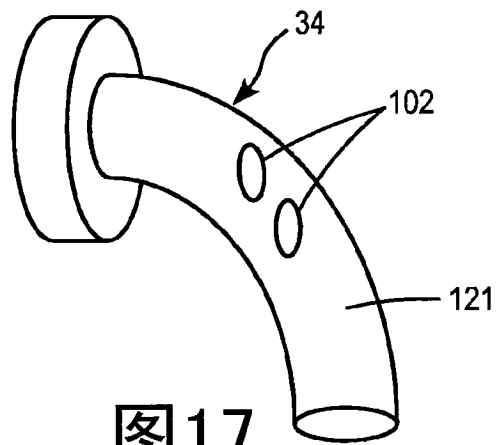


图 17

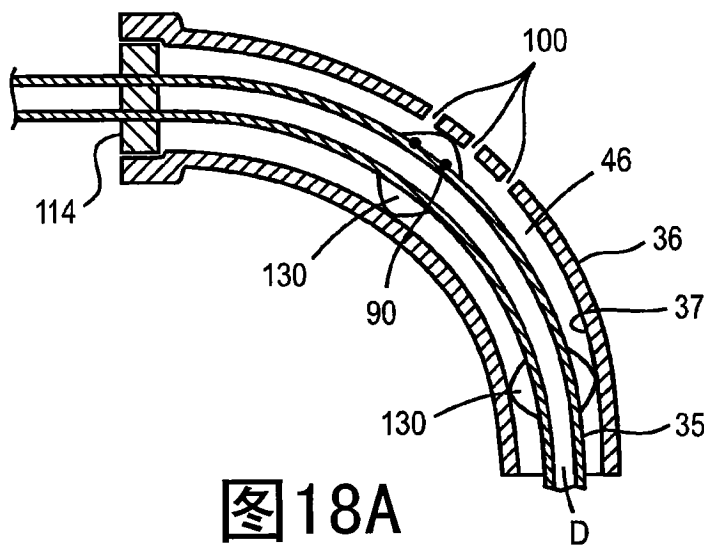


图 18A

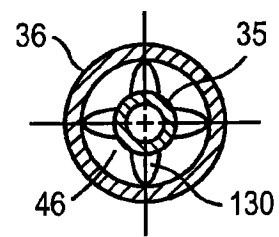


图 18B

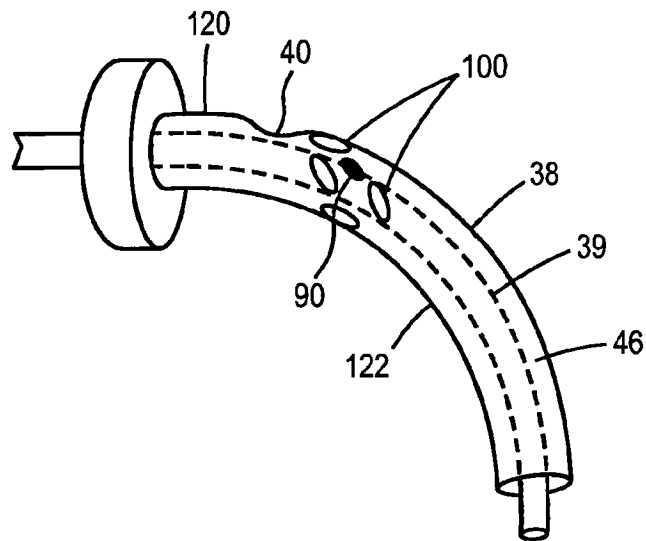


图 19

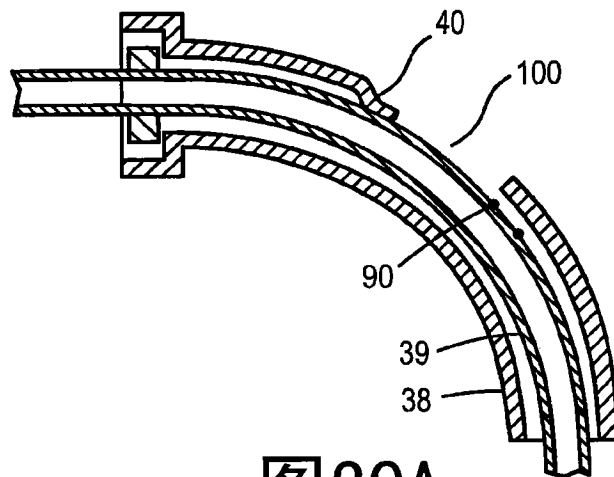


图 20A

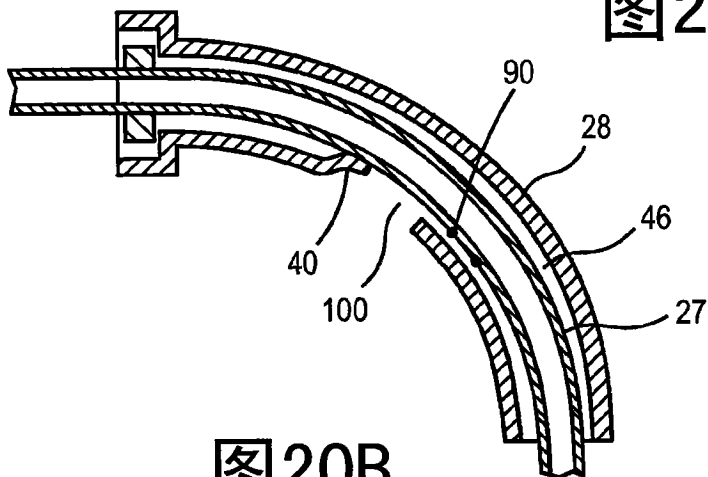


图 20B

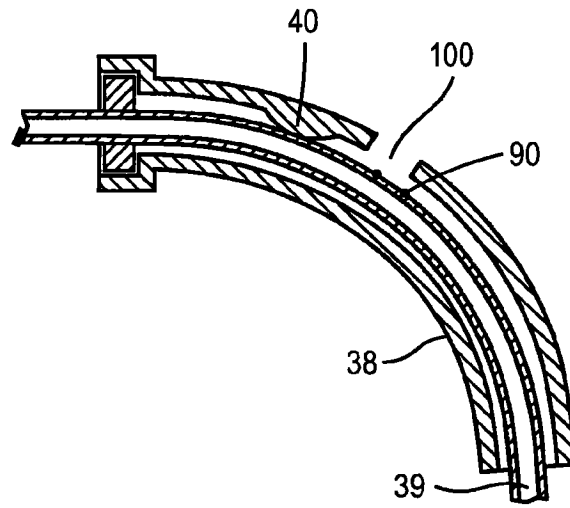


图 21A

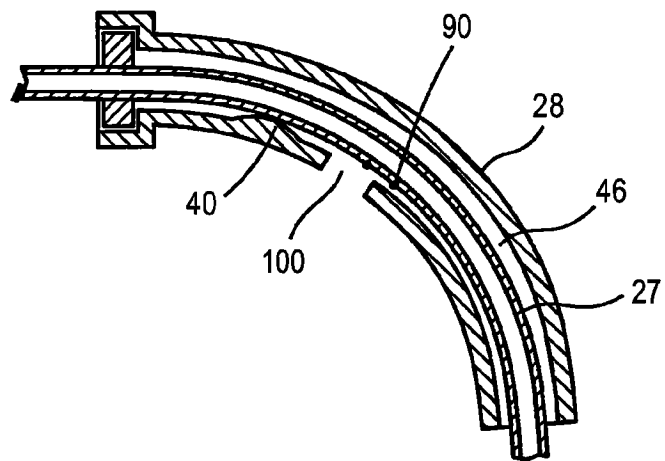


图 21B

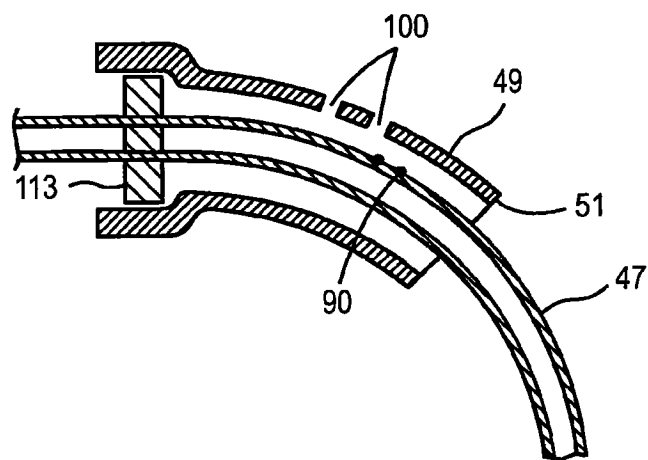


图 22

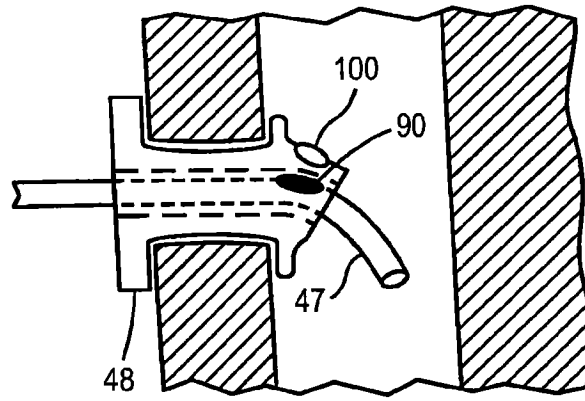


图 23

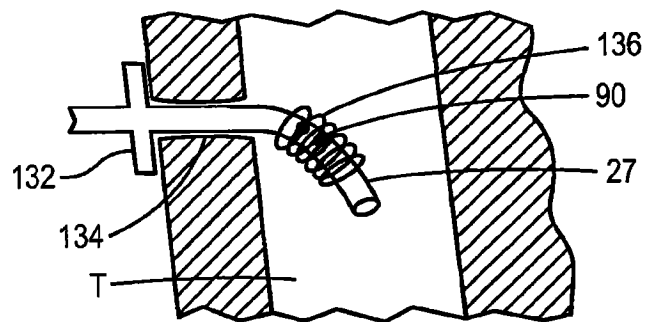


图 24

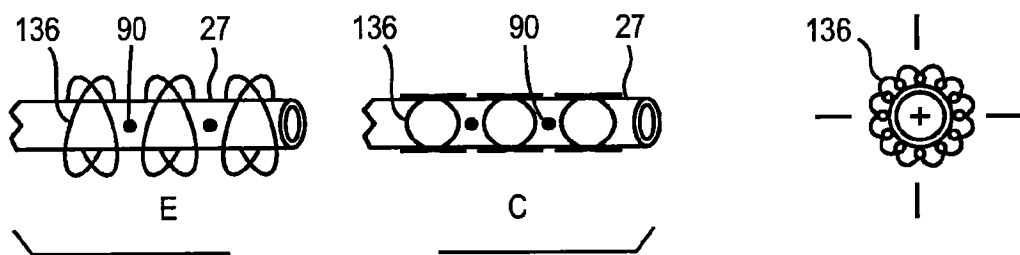


图 25B

图 25A

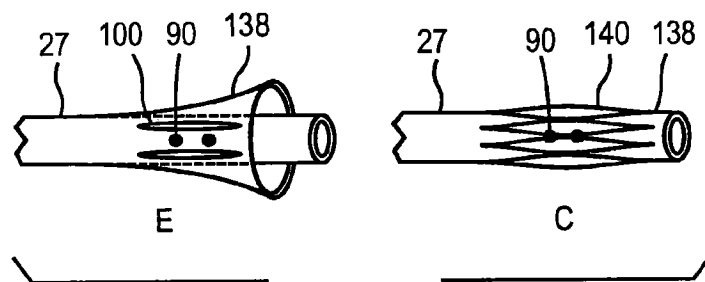


图 26

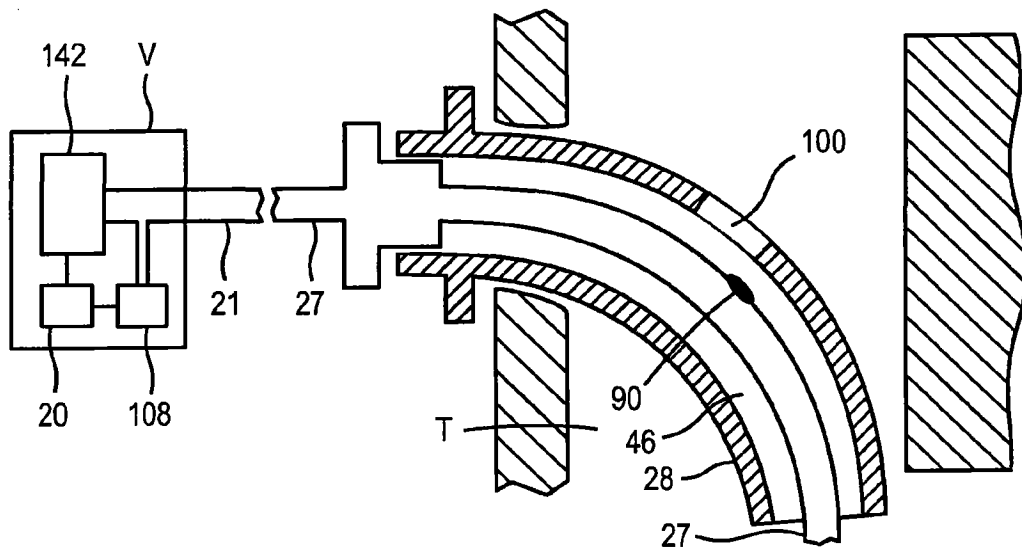


图 27