



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102458549 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 30

(21) 申请号 201080024597. 3

代理人 王琼

(22) 申请日 2010. 04. 02

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61M 16/08(2006. 01)

61/166, 150 2009. 04. 02 US

61/239, 728 2009. 09. 03 US

61/255, 760 2009. 10. 28 US

61/294, 363 2010. 01. 12 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2011. 12. 02

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2010/029871 2010. 04. 02

(87) PCT国际申请的公布数据

W02010/115166 EN 2010. 10. 07

(73) 专利权人 呼吸科技公司

地址 美国加利福尼亚

(72) 发明人 J·西波隆 G·卡普斯特

T·阿勒姆 A·D·翁德卡

D·埃格巴尔 J·阿吉雷

A·格贝尔

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

审查员 赵晨

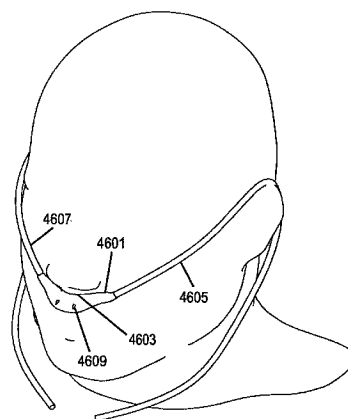
权利要求书2页 说明书52页 附图88页

(54) 发明名称

使用自由空间内的气体传输管嘴进行无创开放式通气的方法、系统和装置

(57) 摘要

无创通气系统可以包括一个接口。该接口可以包括适于置于自由空间中并且对准以直接地将通气体传输到鼻子入口中的至少一个气体传输喷嘴。至少一个气体传输喷嘴可以连接至增压气体供应。通气气体可以夹带环境空气以提高肺压、提高肺容量、减小呼吸功或增大气道压力,并且其中通气体与呼吸阶段同步传输。可以提供用于至少一个气体传输喷嘴的支撑件。呼吸传感器可以非常靠近鼻子入口。病人可以通过鼻子自主地呼吸环境空气而不会被接口阻碍。



1. 一种无创通气系统,包括:

无创鼻接口,其被构造成使病人的鼻子敞开供病人从周围环境正常和自由地呼吸,所述无创鼻接口包括:

至少一个喷嘴,所述至少一个喷嘴具有收缩的远侧尖端用于压缩从此处通过的流动并且适于被置于自由空间中和对准以直接地将通气气体传输到鼻子入口中,其中至少一个喷嘴连接至增压的气体供应,其中所述至少一个喷嘴的远侧尖端相对于鼻子入口在自由空间中的定位借助于喷射泵效应夹带环境空气以提高肺压、提高肺容量、减小呼吸功或增大气道压力,并且其中通气气体与呼吸阶段同步传输;

用于至少一个喷嘴的支撑件;

紧挨着鼻子入口的呼吸传感器,

其中病人能够通过鼻子自主呼吸环境空气而不被无创鼻接口阻碍。

2. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,该支撑件是用于将所述系统连接到鼻梁上并且使至少一个喷嘴与鼻子入口对准的连接器。

3. 如权利要求 2 所述的系统,其特征在于,还包括沿着脸一侧经过的气体传输管路。

4. 如权利要求 3 所述的系统,其特征在于,还包括沿着脸相对侧经过的检测管。

5. 如权利要求 2 所述的系统,其特征在于,连接器是壳。

6. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,支撑件是托架。

7. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,支撑件是鼻子和嘴之间的护皮垫。

8. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,至少一个喷嘴在鼻子入口外部。

9. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,至少一个喷嘴与鼻子入口基本上齐平。

10. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,至少一个喷嘴在鼻子入口内部。

11. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,至少一个喷嘴定位在鼻子入口外部大约 0 英寸至大约 1.5 英寸处。

12. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,至少一个喷嘴定位成与鼻子入口在大约 10 度内平行。

13. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,通气气体在吸气期间进行传输。

14. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,还包括定位臂,至少一个喷嘴与定位臂对齐。

15. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,还包括歧管,至少一个喷嘴与歧管是集成一体的。

16. 如权利要求 15 所述的系统,其特征在于,支撑件是气体传输管路和检测管。

17. 如权利要求 15 所述的系统,其特征在于,支撑件是头戴式耳机。

18. 如权利要求 15 所述的系统,其特征在于,还包括在歧管内部的至少一个传感器。

19. 如权利要求 15 所述的系统,其特征在于,还包括声音反射器。

20. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,该系统还包括可佩戴的通气机和便携式气体供应。

21. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,该系统还包括通气机,该通气机包括控制单元,并且其中控制单元基于来自呼吸传感器的信息调节通气机的输出以匹配病人的通气需要。

22. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,该系统还包括通气机,该通气机包括控制单元,并且控制单元包括说话模式检测系统,并且其中在病人说话时控制单元调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。

23. 如权利要求 1 所述的系统,其特征在于,该系统还包括通气机,该通气机包括控制单元,并且控制单元包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且其中控制单元依照呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。

24. 一种无创通气系统,包括:

通气机;

控制单元;

与通气机流体连通的气体传输管路;

无创鼻接口,其被构造成使病人的鼻子敞开供病人从周围环境正常和自由地呼吸,所述无创鼻接口包括:

与控制单元连通的检测管;

在气体传输管路的远端处的一个或多个管嘴,所述管嘴具有收缩的远侧尖端用于压缩从此处通过的流动,所述一个或多个管嘴置于鼻子下方在一个或多个鼻孔入口下面的自由空间中并且对准一个或多个鼻孔入口,从而与由鼻子入口界定的喷射泵入口借助于喷射泵效应夹带环境空气;

其中病人能够通过鼻子自主呼吸环境空气而不被无创鼻接口阻碍。

25. 如权利要求 24 所述的系统,其特征在于,还包括用于接触一个或多个鼻孔的边缘并且定位该系统的凸耳。

26. 如权利要求 24 所述的系统,其特征在于,还包括可佩戴的气体供应,并且其中通气机是可佩戴的。

27. 如权利要求 24 所述的系统,其特征在于,控制单元可以基于来自检测管的信息调节通气机的输出以匹配病人的需要。

28. 如权利要求 24 所述的系统,其特征在于,控制单元包括说话模式检测系统,并且其中在病人说话时控制单元调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。

29. 如权利要求 24 所述的系统,其特征在于,控制单元包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且其中控制单元依照呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。

使用自由空间内的气体传输管嘴进行无创开放式通气的方法、系统和装置

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求 2009 年 4 月 2 日提交的美国临时专利申请 No. 61/166, 150、2009 年 9 月 3 日提交的美国临时专利申请 No. 61/239, 728、2009 年 10 月 28 日提交的美国临时专利申请 No. 61/255, 760 和 2010 年 1 月 12 日提交的美国临时专利申请 No. 61/294, 363 的优先权；其内容整体包含在此作为参考。

技术领域

[0003] 本发明涉及用于承受呼吸和呼吸失调例如呼吸机能不全和睡眠呼吸暂停的人的通气疗法领域。更具体地，本发明涉及用于无创开放式鼻接口的方法和设备。

[0004] 发明背景

[0005] 存在需要一些形式的通气疗法的一些临床综合症。这些综合症可以包括血氧不足、各种形式的呼吸机能不全和气道失调。还有需要通气疗法的非呼吸和非气道疾病，分别例如为充血性心力衰竭和神经肌肉疾病。

[0006] 与通气疗法不同并且有所区别的是氧气疗法，它用于不那么严重形式的呼吸机能不全。对于氧气疗法或长期氧气疗法 (LTOT) 的护理标准包括使用在病人的吸气阶段期间以小团释放氧气的被称为氧保护器的计量装置用小孔鼻套管向病人补充氧气。该疗法未考虑通气疗法或呼吸支持，因为它不能机械地帮助呼吸功。

[0007] 一些夹带面罩系统已经开发并且用于传输空气和治疗气体的适当混合物的目的。例如，存在包括具有夹带室内空气的端口的面罩的氧气储存系统。或者，存在包括包含喷射口和空气夹带端口的空气夹带面罩的高流量氧气传输系统，它们设计成装配在病人的鼻子和嘴上，并且连接至氧气供应管件。高压氧气被迫通过喷射口进入面罩。速度增大导致喷射口远端的剪切效应，这会导致室内空气夹带到面罩中。这些氧气疗法夹带系统不支持病人的呼吸功，它们被用于传输空气和氧气的适当混合物。

[0008] 近年来，已经应用了被称为高流量氧气疗法 (HFOT) 的氧气疗法的变体。在这种情形下，氧气流速增大超过标准 LTOT，例如高 10LPM。因为高流速，氧气必须被加湿以防止使病人的气道干燥。已有报道说 HFOT 会降低病人在自主呼吸期间的肋膜压力。这些系统是无效的，因为它们在该疗法的传输中是不精确的，并且它们消耗了大量的氧气，这通常是一个缺点，因为系统是不能活动的。

[0009] 呼吸支持和通气疗法向病人提供了机械通气 (MV)，并且机械地为呼吸功做出贡献。MV 疗法通过使用翻边的或未折边的气管导管或密封面罩、密封鼻罩或密封鼻套管插入病人来与病人接口。虽然有助于支持呼吸功，但是用于 MV 的病人接口对于使用者是突出的和 / 或创伤性的，并且 MV 不便于移动性或日常生活活动并且因此对于许多潜在的使用者而言是一个缺点。

[0010] 无创通气 (NIV) 被用于对病人通气而不需要插管。这是一个显著的优点，因为病人不需要为该疗法保持镇静。然而，病人不能使用他们的上气道，因为接口会在鼻子和 / 或

嘴上形成外部密封,并且系统不是活动的,其组合不能够进行日常生活活动。

[0011] 已经描述了微创通气 (MIV) 来使用不会闭合气道的基于导管的传输系统对病人进行通气,并且病人可以通过他们的正常通过方式自由和自然地呼吸环境空气。MIV 与 NIV 的不同之处在于,在 NIV 中,病人接口不会进入病人的身体中,或者最低程度地进入身体中,并且不需要非自然的槽来进入气道,而 MIV 需要进入气道的略微刺入的导管或接口,和/或需要生成非自然的槽用于进入气道。MIV 疗法具有一些前途:然而,病人需要至忍受经皮导管,例如经皮经气管导管,这可能对于那些已经切开气管的人或希望将接口隐藏在衣服下面的人是有益的。

[0012] 为了治疗阻塞性睡眠呼吸暂停 (OSA),黄金标准通气疗法是持续性正气道压力 (CPAP) 或双相正气道压力 (BiPAP),它是 NIV 的变体,其中病人通过面罩中的排气口部分地呼气并且将剩余呼气回到大的死空间面罩和大气体传输管件中。使用密封鼻子或嘴或密封鼻子内部的病人接口面罩,从通气机施加的持续性正压会打开上气道。虽然在治疗 OSA 时很高效,但是该疗法具有差的病人顺应性,因为病人接口对于病人是突出的,并且因为病人通过面罩和气体传输管路不自然地呼吸。Wondka 已经描述了较不突出的 BiPAP 和 CPAP 病人接口 (美国专利 No. 7, 406, 966),该病人接口用于 NIV 和 OSA,其中该接口是低轮廓的并且允许与使用者的脸和鼻子的可调节的装配和对准。该接口解决了与 NIV 面罩和 OSA 面罩相关的原先存在的问题,即泄漏、舒适性、耐受性、睡姿、压力下降和噪音以及与多种解剖学形状的兼容性。

[0013] 总之,现有的疗法和现有技术具有下列缺点:它们不以下列方式提供呼吸支持或气道支持:(1) 是非介入性的,并且非突出的,这样它就允许移动性和日常生活活动,(2) 允许从周围环境正常呼吸的感觉,并且 (3) 提供在很容易便携的系统或可以由病人很容易地承受或佩戴的系统中。

发明内容

[0014] 本发明可以使用具有不会完全罩盖或密封病人的嘴或鼻子的开孔的无创鼻接口的无创开放式通气 (NIOV) 向病人提供通气。本发明可以通过提供 MV 以支持病人的呼吸功来用于治疗呼吸机能不全,或者可以通过向气道正压或提供气流来用于治疗 OSA。鼻接口可以包括新颖的喷射泵鼻导管设计,且导管的管嘴置于鼻孔入口附近,并且设计有优化系统的流体动力学的几何配置来改进系统的效率和疗法的功效。增压气体例如治疗气体如富氧气体或仅仅是压缩空气可以通过导管传输,并且在离开导管远侧尖端时可以由于导管的配置而夹带数量为离开导管的气体的 25-250% 的环境空气,这样就可以向病人传输通气机传输的气体 and 夹带的气体的组合。本发明的实施例可以例如在上气道中生成 2-40cmH₂O 的增大,并且在肺中生成 1-30cmH₂O 的增大。50ml 的通气机传输的气体容积可以夹带例如 50ml,这样就会向病人传输 100ml,且具有足够的驱动压力,这样就会有相当大数量的 100ml 容积到达气道或肺以增大这些区域中的压力,因此机械地支持呼吸或防止气道收缩。在后续的说明中,在用于本发明中时,鼻套管、鼻导管、喷嘴和通气接口通常可交换地使用。而且,喷嘴、气体传输端口和气体出口在本发明中可以可交换地使用。

[0015] 无创通气系统可以包括接口。该接口可以包括适于置于自由空间中并且对准以直接地将通气气体传输到鼻子入口中的至少一个气体传输喷嘴。至少一个气体传输喷嘴可以

连接至增压气体供应。通气气体可以夹带环境空气以提高肺压、提高肺容量、减小呼吸功或增大气道压力,并且其中通气气体与呼吸阶段同步传输。可以提供用于至少一个气体传输喷嘴的支撑件。呼吸传感器可以非常靠近鼻子入口。病人可以通过鼻子自主地呼吸环境空气而不会被接口阻碍。

[0016] 该支撑件可以是用于将系统连接到鼻梁上并且使至少一个气体传输喷嘴与鼻子入口对准的连接器。气体传输管路可以沿脸的一侧延伸。检测管可以沿脸的相对侧延伸。连接器可以是一个壳。支撑件可以是一个托架。支撑件可以是鼻子和嘴之间的护皮垫。至少一个喷嘴可以在鼻子入口外部。至少一个喷嘴可以基本上与鼻子入口齐平。至少一个喷嘴可以在鼻子入口内部。至少一个喷嘴可以放置在鼻子入口外部大约 0 英寸到大约 1.5 英寸处。至少一个喷嘴可以放置成与鼻子入口在大约 10 度内平行。通气气体可以在吸气期间传输。至少一个喷嘴可以对准定位臂。至少一个喷嘴可以与歧管形成一体。支撑件可以是气体传输管路和检测管。支撑件可以是头戴式。至少一个传感器可以在歧管内。可以提供声音反射器。可以提供可佩戴的通气机和便携式气体供应。可以提供通气机,其中通气机包括控制单元,其中控制单元基于来自呼吸传感器的信息调节通气机的输出以匹配病人的需要。系统还可以包括通气机,该通气机可以包括控制单元,并且控制单元可以包括说话模式检测系统,并且其中在病人说话时控制单元调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。系统可以包括通气机,通气机可以包括控制单元,并且控制单元可以包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且其中控制单元依照呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。

[0017] 无创通气系统可以包括通气机;控制单元;与通气机流体连通的气体传输管路;与控制单元连通的检测管;用于连接到鼻梁上的壳;用于将气体传输管路和检测管连接到壳上的连接器;和在气体传输管路的远端处的一个或多个管嘴,其中一个或多个管嘴置于一个或多个鼻孔入口下面的自由空间中,并且其中一个或多个管嘴对准一个或多个鼻孔入口。

[0018] 该系统可以包括用于接触一个或多个鼻孔的边缘并且定位系统的凸耳。凸耳可以包括连接至检测管的检测端口。系统可以包括便携式气体供应,并且其中通气机是可佩戴的。控制单元可以基于来自检测管的信息调节通气机的输出以匹配病人的需要。控制单元可以包括说话模式检测系统,并且其中在病人说话时控制单元调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。控制单元可以包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且其中控制单元依照呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。

[0019] 一种用于提供呼吸支持的方法可以包括提供无创通气系统,包括通气机;气体传输管路;置于自由空间中并且对准以直接地将通气气体传输到鼻子入口中的至少一个喷嘴;至少一个传感器;和用于至少一个喷嘴的支撑件。该方法可以包括使用紧挨着放入鼻孔的至少一个传感器测量自主呼吸;并且启动通气机以通过气体传输管路并且向至少一个喷嘴与呼吸阶段同步供应通气气体这样通气气体就会夹带环境空气。通气气体可以夹带环境空气以提高肺压、提高肺容量、减小呼吸功或增大气道压力。

[0020] 至少一个喷嘴可以在鼻子入口外部。至少一个喷嘴可以放置在鼻子入口外部大约 0 英寸到大约 1.5 英寸处。至少一个喷嘴可以放置成与鼻子入口在大约 10 度内平行。至少一个喷嘴可以在歧管内。无创通气系统也可以包括其中通气机是可佩戴的便携式气体供应。可以基于来自至少一个传感器的信息调节通气气体的供应以满足病人的需要。该方法

也可以包括检测说话,其中基于病人是否说话调节通气气体的供应。该方法也可以包括检测呼吸暂停或呼吸不足,其中基于呼吸暂停或呼吸不足调节通气气体的供应。

[0021] 一种无创通气系统包括至少一个外管,且该外管的近端横向端部适于延伸至鼻子的一侧。至少一个外管也可以包括喉管部分。至少一个耦合器可以位于外管的远端部分上用于紧密接触至少一个鼻孔并且相对于至少一个鼻孔定位至少一个外管。至少一个喷嘴可以放置在近端横向端部处的外管内并且与增压的气体供应流体连通。远端部分中的至少一个开孔可以适于与鼻孔流体连通。至少一个外管中的至少一个孔可以与环境空气流体连通。至少一个孔可以邻近至少一个喷嘴。

[0022] 外管可以包括沿基本上相反的方向延伸的第一外管和第二外管。至少一个喷嘴可以置于第一外管内部并且至少一个喷嘴可以置于第二外管内部。第一外管和第二外管可以由分隔器隔开。至少一个外管可以是歧管。气体流路可以在歧管内,可以是弯曲的并且没有急剧的角度和角落。至少一个耦合器可以是鼻枕。至少一个耦合器可以密封鼻孔这样病人就通过至少一个孔自主地呼吸。至少一个喷嘴的远侧尖端可以置于至少一个孔上。至少一个喷嘴可以沿与就从至少一个孔进入的环境空气基本上平行的方向导引增压气体。至少一个辅助孔可以在外管中。至少一个喷嘴可以将增压气体同轴地导引至主气流通道。可以包括过滤器。可以包括穿过外管的至少一个气体流路,并且增压气体可以导向气体流路的壁。可以提供至少一个传感器用于检测自主呼吸。通气机可以与呼吸阶段同步传输增压气体。至少一个孔的横截面面积可以大于喉管部分的横截面面积。可以提供可佩戴的通气机和便携式气体供应。可以提供通气机,该通气机可以包括控制单元,并且其中控制单元基于来自至少一个传感器的信息调节通气机的输出以匹配病人的通气需要。可以提供通气机,该通气机可以包括控制单元,并且控制单元可以包括说话模式检测系统,并且其中在病人说话时控制单元调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。可以提供通气机,该通气机可以包括控制单元,并且控制单元可以包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且其中控制单元依照呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。外管可以包括从由下列构成的组中选取的声音降低特征:辅助孔、用于孔的过滤器、织纹表面、消音器、吸声材料、成角度的喷嘴、非同心的喷嘴位置及其组合。

[0023] 一种无创通气系统可以包括通气机;与通气机流体连通的气体传输管路,其中气体传输管路是分叉的;与通气机流体连通的歧管,其中歧管的每个横向邻近端与气体传输管路流体连通;从歧管的每个横向近端到歧管的远端的气体传输路径;在气体传输路径和环境空气之间歧管的每个横向近端中的至少一个孔;在每个气体传输路径内并且平行于每个气体传输路径对准的至少一个喷嘴,其中该至少一个喷嘴邻近至少一个孔供应通气气体;在歧管的远端处的管状伸出部,其中管状伸出部包括喉管部分;和分开每个气体传输路径的中隔。

[0024] 该系统可以包括至少一个传感器。管状伸出部可以包括鼻垫。通气气体和夹带的环境空气可以提高肺压、提高肺容量、减小呼吸功或增大气道压力。至少一个孔的横截面面积可以大于喉管部分的横截面面积。可以提供便携式气体供应,并且通气机可以是便携式的。该通气机可以包括控制单元,并且控制单元可以基于来自至少一个传感器的信息调节通气机的输出以匹配病人的通气需要。通气机可以包括控制单元,并且控制单元可以包括说话模式检测系统,并且在病人说话时控制单元可以调节通气机的输出为不与病人的自主

呼吸异步。通气机可以包括控制单元,并且控制单元可以包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且控制单元可以依照呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。歧管可以包括从由下列构成的组中选取的声音降低特征:辅助孔、用于孔的过滤器、织纹表面、消音器、吸声材料、成角度的喷嘴、非同心喷嘴位置及其组合。

[0025] 一种用于提供呼吸支持的方法可以包括提供无创通气系统,包括通气机;气体传输管路;外管;穿过外管的至少一个气体传输路径;在至少一个气体传输管与环境空气之间的至少一个孔,其中至少一个孔在至少一个气体传输路径的近端横向端部;在气体传输路径内邻近至少一个孔的至少一个喷嘴;至少一个传感器;和在外管的远端处用于紧密接触鼻孔的至少一个鼻垫。该方法可以包括使用至少一个传感器测量自主呼吸;并且启动通气机以通过气体传输管路并且向至少一个喷嘴与呼吸阶段同步供应通气气体,这样通气气体会夹带环境空气,其中通气气体夹带环境空气。

[0026] 通气气体和夹带的环境空气可以提高肺压、提高肺容量、减小呼吸功或增大气道压力。无创通气系统可以包括便携式气体供应,其中通气机是可佩戴的。可以基于来自至少一个传感器的信息调节通气气体的供应以满足病人的需要。该方法可以包括检测说话,并且可以基于病人是否说话调节通气气体的供应。该方法可以包括检测呼吸暂停或呼吸不足,并且可以基于呼吸暂停或呼吸不足调节通气气体的供应。

[0027] 一种无创通气系统可以包括鼻接口。该鼻接口可以包括具有适于紧密接触左鼻孔的左远端的左外管、在左远端中与左鼻孔气动连通的至少一个左开孔和与环境空气流体连通的左外管的左近端。左外管的左近端可以远离脸的中线侧向地弯曲。可以类似地提供右外管。一个或多个左喷嘴可以将通气气体导引到左外管中,并且一个或多个右喷嘴可以将通气气体导引到右外管中。喷嘴可以与增压的气体供应流体连通。

[0028] 一个或多个左喷嘴、一个或多个右喷嘴或两者可以导向左外管、右外管或两者的内壁。左外管和右外管可以包括喷射泵喉管和喷射泵扩散器。一个或多个左喷嘴可以与左外管入口齐平并且一个或多个右喷嘴可以与右外管入口齐平。一个或多个左喷嘴可以在左外管入口内部并且一个或多个右喷嘴可以在右外管入口内部。一个或多个左喷嘴可以在左外管入口外部并且一个或多个右喷嘴可以在右外管入口外部。系统可以包括至少一个检测管腔、和/或至少一个辅助检测管腔、和/或药物传输管腔、和/或湿度传输管腔、和/或左外管与右外管之间的耦合器。通气机可以与呼吸阶段同步传输通气气体。可以通过外管夹带环境空气。通气气体和夹带的环境空气可以提高肺压、提高肺容量、减小呼吸功或增大气道压力。左外管与右外管可以稳定在脸上。可以提供可佩戴的通气机和便携式气体供应。可以提供通气机,该通气机可以包括控制单元,并且其中控制单元可以基于来自至少一个传感器的信息调节通气机的输出以匹配病人的通气需要。可以提供通气机,该通气机可以包括控制单元,并且控制单元可以包括说话模式检测系统,并且其中在病人说话时控制单元可以调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。可以提供通气机,该通气机可以包括控制单元,控制单元可以包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且其中控制单元基于呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。左外管或右外管可以包括从由下列构成的组中选取的声音降低特征:辅助孔、用于孔的过滤器、织纹表面、消音器、吸声材料、成角度的喷嘴、非同心喷嘴位置及其组合。

[0029] 无创通气系统可以包括通气机;包括左气体路径和右气体路径的气体传输管路;

和鼻接口,该鼻接口包括从左气体路径的远端上的至少一个管嘴接受通气气体的左外管和从右气体路径的远端上的至少一个管嘴接受通气气体的右外管;其中左外管和右外管远离鼻子的中线侧向地弯曲。

[0030] 通气气体可以导向左外管和右外管的内壁。左气体路径的远端上的至少一个管嘴可以在左外管内部并且右气体路径的远端上的至少一个管嘴可以在右外管内部。左气体路径的远端上的至少一个管嘴可以与左外管齐平并且右气体路径的远端上的至少一个管嘴可以与右外管齐平。左气体路径的远端上的至少一个管嘴可以在左外管外部并且右气体路径的远端上的至少一个管嘴可以在右外管外部。左气体路径与右气体路径可以稳定在脸上。可以提供便携式气体供应,并且通气机可以是便携式的。该通气机可以包括控制单元,并且控制单元可以基于来自至少一个传感器的信息调节通气机的输出以匹配病人的需要。通气机可以包括控制单元,控制单元可以包括说话模式检测系统,并且在病人说话时控制单元可以调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。通气机可以包括控制单元,控制单元可以包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且控制单元可以基于呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。左气体路径或右气体路径可以包括从由下列构成的组中选取的声音降低特征:辅助孔、用于孔的过滤器、织纹表面、消音器、吸声材料、成角度的喷嘴、非同心喷嘴位置及其组合。

[0031] 一种用于提供通气气体的方法可以包括提供鼻接口系统,包括通气机;气体传输管路;在气体传输管路的远端处的至少一个喷嘴;邻近气体传输管路远离远端用于从至少一个喷嘴接受通气气体的至少一个外管,并且其中至少一个外管远离鼻子的中线侧向地弯曲;至少一个传感器;使用至少一个传感器测量自主呼吸;并且启动通气机以通过气体传输管路并且向至少一个喷嘴与呼吸阶段同步供应通气气体,这样通气气体就会夹带环境空气,其中通气气体夹带环境空气。

[0032] 通气气体和夹带的环境空气可以提高肺压、提高肺容量、减小呼吸功或增大气道压力。通气气体可以导向至少一个外管的内壁。至少一个管嘴可以在至少一个外管内部。至少一个管嘴可以与至少一个外管齐平。至少一个管嘴可以在至少一个外管外部。鼻接口系统可以包括便携式气体供应,其中通气机是便携式的。可以基于来自至少一个传感器的信息调节通气气体的供应以满足病人的需要。该方法可以包括检测说话,并且可以基于病人是否说话调节通气气体的供应。该方法可以包括检测呼吸暂停或呼吸不足,并且可以基于呼吸暂停或呼吸不足调节通气气体的供应。

[0033] 一种用于向病人提供通气支持的系统可以包括通气机、控制单元、具有与通气机流体连通的近端和与鼻接口流体连通的远端的气体传输管路和鼻接口。鼻接口可以包括在气体传输管路的远端处的至少一个喷嘴;和用于检测呼吸的与控制单元连通的至少一个自主呼吸传感器。系统可以通向环境。控制单元可以从至少一个自主呼吸传感器接收信号并且确定气体传输要求。通气机可以在一个速度下传输气体以夹带环境空气并且增大肺容量或肺压超过自主呼吸级别以助于呼吸功,并且以与自主呼吸模式同步的循环传输模式传输通气气体。

[0034] 至少一个喷嘴可以适于置于自由空间中并且可以对准以直接地将通气气体传输到鼻子入口中。鼻接口可以包括用于至少一个喷嘴的支撑件。患者可以通过鼻子自主呼吸环境空气。鼻接口可以包括至少一个外管,且该外管的近端横向端部适于朝鼻子的一侧延

伸 ;至少一个耦合器,在外管的远端部分上用于紧密接触至少一个鼻孔并且相对于至少一个鼻孔定位至少一个外管 ;远端部分中适于与鼻孔流体连通的至少一个开孔 ;和至少一个外管中与环境空气流体连通的至少一个孔,其中至少一个孔邻近至少一个喷嘴,并且其中至少一个喷嘴置于近端横向端部处外管内部并且与增压气体供应流体连通。至少一个耦合器可以是鼻垫。该鼻接口可以包括左外管,左外管包括适于紧密接触左鼻孔的左远端、在左远端中与左鼻孔气动连通的至少一个左开孔、与环境空气流体连通的左外管的左近端,并且其中左外管的左近端远离脸的中线侧向地弯曲 ;和右外管,该右外管包括适于紧密接触右鼻孔的右远端、在右远端中与右鼻孔气动连通的至少一个右开孔、与环境空气流体连通的右外管的右近端,并且其中右外管的右近端远离脸的中线侧向地弯曲。可以通过左外管或右外管夹带环境空气。可以在呼吸开始时提供通气气体。可以通过缓增提供通气气体。控制单元可以基于来自至少一个呼吸传感器的信息调节通气机的输出以匹配病人的需要。控制单元可以包括说话模式检测系统,并且在病人说话时控制单元可以调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。鼻接口可以包括外管,并且其中外管包括从由下列构成的组中选取的声音降低特征 :辅助孔、用于孔的过滤器、织纹表面、消音器、吸声材料、成角度的喷嘴、非同心喷嘴位置及其组合。

[0035] 一种用于向病人提供通气支持的装置可以包括具有控制系统的通气机 ;气体供应 ;通向环境且包括至少一个喷嘴和至少一个呼吸传感器的鼻接口 ;和气动地将通气机连接至至少一个喷嘴用于传输通气气体的气体传输管路,并且其中鼻接口适于将至少一个呼吸传感器设置在鼻孔入口附近,并且适于将至少一个喷嘴设置在远离鼻孔入口远端到至少一个呼吸传感器一定距离处。

[0036] 通气机可以在一个速度下传输通气气体以夹带环境空气并且增大肺容量或肺压超过自主呼吸级别以助于呼吸功。通气机可以按照与自主呼吸模式同步的循环传输模式传输通气气体。至少一个喷嘴可以适于置于自由空间中并且可以对准以直接地将通气气体传输到鼻子入口中。鼻接口可以包括用于至少一个喷嘴的支撑件。病人可以通过鼻子自主呼吸环境空气。鼻接口可以包括至少一个外管,且该外管的近端横向端部适于朝鼻子的一侧延伸 ;至少一个耦合器,在外管的远端部分上用于紧密接触至少一个鼻孔并且相对于至少一个鼻孔定位至少一个外管 ;远端部分中的适于与鼻孔流体连通的至少一个开孔 ;和至少一个外管中与环境空气流体连通的至少一个孔,其中至少一个孔邻近至少一个喷嘴,并且其中至少一个喷嘴置于近端横向端部处外管内部并且与增压气体供应流体连通。至少一个耦合器可以是鼻垫。该鼻接口可以包括左外管,左外管包括适于紧密接触左鼻孔的左远端、在左远端中与左鼻孔气动连通的至少一个左开孔、与环境空气流体连通的左外管的左近端,并且其中左外管的左近端远离脸的中线侧向地弯曲 ;和右外管,该右外管包括适于紧密接触右鼻孔的右远端、在右远端中与右鼻孔气动连通的至少一个右开孔、与环境空气流体连通的右外管的右近端,并且其中右外管的右近端远离脸的中线侧向地弯曲。可以通过左外管或右外管夹带环境空气。可以在呼吸开始时提供通气气体。可以通过缓增提供通气气体。控制单元可以基于来自至少一个呼吸传感器的信息调节通气机的输出以匹配病人的需要。控制单元可以包括说话模式检测系统,并且在病人说话时控制单元可以调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。鼻接口可以包括外管,并且其中外管包括从由下列构成的组中选取的声音降低特征 :辅助孔、用于孔的过滤器、织纹表面、消音器、吸声材料、成

角度的喷嘴、非同心喷嘴位置及其组合。

[0037] 一种用于提供通气支持的方法可以包括提供鼻接口用于定位至少一个喷嘴；从通气机向与至少一个喷嘴流体连通的气体传输管路传输通气气体；通过至少一个喷嘴向病人鼻气道传输通气气体；使用与控制单元连通的至少一个传感器检测自主呼吸；确定通气气体传输要求；基于与呼吸阶段同步的循环模式中的呼吸阶段修改通气气体的传输；其中通气气体增大肺容量或肺压超过自主呼吸级别以助于呼吸功，其中通气气体夹带环境空气，并且其中病人鼻气道通向环境。

[0038] 至少一个喷嘴可以适于置于自由空间中并且可以对准以直接地将通气气体传输到鼻子入口中。鼻接口可以包括用于至少一个喷嘴的支撑件。鼻接口可以包括至少一个外管，且该外管的近端横向端部适于朝鼻子的一侧延伸；至少一个耦合器，在外管的远端部分上用于紧密接触至少一个鼻孔并且相对于至少一个鼻孔定位至少一个外管；远端部分中的适于与鼻孔流体连通的至少一个开孔；和至少一个外管中与环境空气流体连通的至少一个孔，其中至少一个孔邻近至少一个喷嘴，并且其中至少一个喷嘴置于在近端横向端部处的外管内部并且与增压气体供应流体连通。至少一个耦合器可以是鼻垫。该鼻接口可以包括左外管，左外管包括适于紧密接触左鼻孔的左远端、在左远端中与左鼻孔气动连通的至少一个左开孔、与环境空气流体连通的左外管的左近端，并且其中左外管的左近端远离脸的中线侧向地弯曲；和右外管，该右外管包括适于紧密接触右鼻孔的右远端、在右远端中与右鼻孔气动连通的至少一个右开孔、与环境空气流体连通的右外管的右近端，并且其中右外管的右近端远离脸的中线侧向地弯曲。可以通过左外管或右外管夹带环境空气。可以在呼吸开始时提供通气气体。可以通过缓增提供通气气体。鼻接口可以适于将至少一个呼吸传感器设置在鼻孔入口附近，并且可以适于将至少一个喷嘴设置在远离鼻孔入口远端到至少一个呼吸传感器一定距离处。该方法可以包括提供便携式气体供应，其中通气机是可佩戴的。可以基于来自至少一个传感器的信息调节通气气体的供应以满足病人的需要。该方法可以包括检测说话，其中可以基于病人是否说话调节通气气体的供应。

[0039] 一种用于减轻病人的气道阻塞的系统可以包括通气机、控制单元、具有与通气机流体连通的近端和与鼻接口流体连通的远端的气体传输管路和鼻接口。鼻接口可以包括至少一个喷嘴和与控制单元连用于检测呼吸努力模式和用于支持气道开放的需要的至少一个自主呼吸传感器。系统可以通向环境。控制单元可以确定一种以上的气体输出速度。一种以上的气体输出速度可以与不同部分的自主呼吸努力循环同步，并且气体输出速度可以由用于支持气道开放的需要确定。

[0040] 至少一个喷嘴可以适于置于自由空间中并且可以对准以直接地将增压气体传输到鼻子入口中。鼻接口可以包括用于至少一个喷嘴的支撑件。病人可以通过鼻子自主呼吸环境空气。鼻接口可以包括至少一个外管，且该外管的近端横向端部适于朝鼻子的一侧延伸；至少一个耦合器，在外管的远端部分上用于紧密接触至少一个鼻孔并且相对于至少一个鼻孔定位至少一个外管；和远端部分中适于与鼻孔流体连通的至少一个开孔；和在至少一个外管中与环境空气流体连通的至少一个孔，其中至少一个孔邻近至少一个喷嘴，其中至少一个喷嘴置于在近端横向端部处的外管内部并且与增压气体供应流体连通。至少一个耦合器可以是鼻垫。该鼻接口可以包括左外管，左外管包括适于紧密接触左鼻孔的左远端、在左远端中与左鼻孔气动连通的至少一个左开孔、与环境空气流体连通的左外管的左

近端,并且其中左外管的左近端远离脸的中线侧向地弯曲;和右外管,该右外管包括适于紧密接触右鼻孔的右远端、在右远端中与右鼻孔气动连通的至少一个右开孔、与环境空气流体连通的右外管的右近端,并且其中右外管的右近端远离脸的中线侧向地弯曲。可以通过外管夹带环境空气。可以在呼吸开始时提供增压气体。可以通过缓增提供增压气体。可以提供其中通气机是便携式的便携式通气气体供应。控制单元可以基于来自至少一个呼吸传感器的信息调节通气机的输出以匹配病人的需要。控制单元可以包括说话模式检测系统,并且在病人说话时控制单元可以调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。控制单元可以包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且控制单元可以基于呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。鼻接口还可以包括外管,并且其中外管包括从由下列构成的组中选取的声音降低特征:辅助孔、用于孔的过滤器、织纹表面、消音器、吸声材料、成角度的喷嘴、非同心喷嘴位置及其组合。

[0041] 一种用于治疗睡眠呼吸暂停的装置可以包括具有控制系统的通气机;气体供应;包括适于置于鼻子下方的歧管的鼻接口,该歧管可以包括气体流路;气体流路中的气体室;适于与鼻孔气体流路连通并且与歧管气体流路连通的管状鼻垫;与气体室连通的压力检测端口;与气体流路连通的自主呼吸孔,其中病人可以完全地通过自主呼吸孔呼气并且通过自主呼吸孔吸气;和与气体传输管路连通并且与歧管气体流路连通的喷嘴气体传输管嘴;和气动地将通气机连接至鼻接口的气体传输管路;其中气体从通气机流经气体传输管路,流出喷嘴进入歧管气体流路,进入腔室,并且通过鼻垫到鼻气道,并且其中进入歧管的腔室中的气体传输在腔室中生成正压,并且其中正压由控制系统控制到期望的正压。

[0042] 鼻子可以与环境空气流体连通。该控制系统可以确定多于一个的气体输出速度,其中多于一个的气体输出速度与不同部分的自主呼吸努力循环同步,并且气体输出速度是由用于支持气道开放的需要确定的。控制系统可以基于来自压力检测端口的信息调节通气机的输出以匹配病人的需要。控制系统可以包括说话模式检测系统,并且在病人说话时控制系统可以调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。控制系统可以包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且控制系统可以基于呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。鼻接口可以包括外管,并且其中外管包括从由下列构成的组中选取的声音降低特征:辅助孔、用于孔的过滤器、织纹表面、消音器、吸声材料、成角度的喷嘴、非同心喷嘴位置及其组合。

[0043] 一种用于治疗睡眠呼吸暂停的装置可以包括具有控制系统的通气机;气体供应;通向环境且包括至少一个喷嘴和至少一个呼吸传感器的鼻接口;和气动地将通气机连接至至少一个喷嘴用于传输通气气体的气体传输管路,并且其中鼻接口适于将至少一个呼吸传感器设置在鼻孔入口附近,并且适于将至少一个喷嘴设置在远离鼻孔入口远端到至少一个呼吸传感器一定距离处。

[0044] 至少一个喷嘴可以适于置于自由空间中并且可以对准以直接地将通气气体传输到鼻子入口中。鼻接口可以包括用于至少一个喷嘴的支撑件。病人可以通过鼻子自主呼吸环境空气。鼻接口可以包括至少一个外管,且该外管的近端横向端部适于朝鼻子的一侧延伸;至少一个耦合器,在外管的远端部分上用于紧密接触至少一个鼻孔并且相对于至少一个鼻孔定位至少一个外管;远端部分中的适于与鼻孔流体连通的至少一个开孔;和在至少一个外管中与环境空气流体连通的至少一个孔,其中至少一个孔邻近至少一个喷嘴,并且

其中至少一个喷嘴置于在近端横向端部处的外管内部并且与增压气体供应流体连通。

[0045] 至少一个耦合器可以是鼻垫。该鼻接口可以包括左外管,左外管包括适于紧密接触左鼻孔的左远端、在左远端中与左鼻孔气动连通的至少一个左开孔、与环境空气流体连通的左外管的左近端,并且其中左外管的左近端远离脸的中线侧向地弯曲;和右外管,该右外管包括适于紧密接触右鼻孔的右远端、在右远端中与右鼻孔气动连通的至少一个右开孔、与环境空气流体连通的右外管的右近端,并且其中右外管的右近端远离脸的中线侧向地弯曲。可以通过左外管或右外管夹带环境空气。可以在呼吸开始时提供通气气体。可以通过缓增提供通气气体。控制系统可以基于来自压力检测端口的信息调节通气机的输出以匹配病人的需要。控制系统可以包括说话模式检测系统,并且在病人说话时控制系统可以调节通气机的输出为不与病人的自主呼吸异步。控制系统可以包括呼吸暂停或呼吸不足检测系统,并且控制系统可以基于呼吸暂停或呼吸不足调节通气机的输出。鼻接口可以包括外管,并且其中外管可以包括从由下列构成的组中选取的声音降低特征:辅助孔、用于孔的过滤器、织纹表面、消音器、吸声材料、成角度的喷嘴、非同心喷嘴位置及其组合。

[0046] 一种用于减轻病人的气道阻塞的方法可以包括:提供用于定位至少一个喷嘴的鼻接口;从通气机向与至少一个喷嘴流体连通的气体传输管路传输增压气体;通过至少一个喷嘴向病人鼻气道传输增压气体;使用与控制单元连通的至少一个传感器检测呼吸努力模式和用于支持气道开放的需要;确定增压气体输出速度,其中多于一种以上的气体输出速度与不同部分的自主呼吸努力循环同步,并且气体输出速度是由用于支持气道开放的需要确定的;并且基于与呼吸阶段同步的循环模式中的呼吸阶段修改增压气体的传输;其中增压气体增大气道压力,其中增压气体夹带环境空气,并且其中病人鼻气道通向环境。

[0047] 至少一个喷嘴可以适于置于自由空间中并且可以对准以直接地将增压气体传输到鼻子入口中。鼻接口可以包括用于至少一个喷嘴的支撑件。鼻接口可以包括至少一个外管,且该外管的近端横向端部适于朝鼻子的一侧延伸;至少一个耦合器,在外管的远端部分上用于紧密接触至少一个鼻孔并且相对于至少一个鼻孔定位至少一个外管;远端部分中的适于与鼻孔流体连通的至少一个开孔;和在至少一个外管中与环境空气流体连通的至少一个孔,其中至少一个孔邻近至少一个喷嘴,其中至少一个喷嘴置于在近端横向端部处的外管内部并且与增压气体源流体连通。

[0048] 至少一个耦合器可以是鼻垫。该鼻接口可以包括左外管,左外管包括适于紧密接触左鼻孔的左远端、在左远端中与左鼻孔气动连通的至少一个左开孔、与环境空气流体连通的左外管的左近端,并且其中左外管的左近端远离脸的中线侧向地弯曲;和右外管,该右外管包括适于紧密接触右鼻孔的右远端、在右远端中与右鼻孔气动连通的至少一个右开孔、与环境空气流体连通的右外管的右近端,并且其中右外管的右近端远离脸的中线侧向地弯曲。可以通过外管夹带环境空气。可以在呼吸开始时提供增压气体。可以通过缓增提供增压气体。至少一个喷嘴的尖端可以指向外管的内壁。鼻接口可以包括消声器。该方法可以包括打开增压气体源并且监视预定时间而不传输疗法。在预定时间之后,该方法可以包括启动增压气体源以传输治疗气流。可以基于来自至少一个传感器的信息调节通气气体的供应以满足病人的需要。该方法可以包括检测说话,并且可以基于病人是否说话调节通气气体的供应。该方法可以包括检测呼吸暂停或呼吸不足,并且可以基于呼吸暂停或呼吸不足调节通气气体的供应。

[0049] 一种用于治疗睡眠呼吸暂停的方法可以包括提供通气机、气体传输管路和鼻接口；将气体传输管路的近端连接至通气机；将气体传输管路的远端连接至鼻接口；将鼻接口装接到使用者的脸上，其中鼻接口允许使用者穿过或经过鼻接口吸入和呼出环境空气而不会限制呼吸；打开通气机动力导致通气机进入病人监视模式而不传输疗法；并且其中在打开通气机动力之后的一个延迟之后，在预定时间，通气机通过气体传输管路和鼻接口向使用者的鼻气道传输通气气体的治疗气流。

[0050] 可以基于来自至少一个传感器的信息调节治疗气流以满足使用者的需要。该方法可以包括检测说话，并且可以基于病人是否说话调节治疗气流的供应。该方法可以包括检测呼吸暂停或呼吸不足，并且可以基于呼吸暂停或呼吸不足调节治疗气流。

[0051] 通过考虑下列详细说明、附图和权利要求，附加的特征、优点和本发明的实施例就被阐明或显而易见。此外，应当理解，前述发明内容和下列详细说明是示例性的并且预期提供进一步的解释而没有限制所要求保护的本发明的范围。

附图说明

[0052] 附图显示了本发明的优选实施例并且与详细说明一起用来解释本发明的原理，其中，附图被包括以提供本发明的进一步理解，并且附图包含在该说明书中并构成该说明书的一部分。

[0053] 图 1 是显示本发明的实施例的示例性总系统的示意图。

[0054] 图 2 显示了当 NIOV 被用于治疗呼吸机能不全或神经肌肉疾病时的示例性实施例。

[0055] 图 3 显示了当 NIOV 被用于治疗睡眠呼吸暂停时的示例性实施例。

[0056] 图 4 显示了用于使用创伤性 ET 管接口传输用于机械通气的现有技术的疗法。

[0057] 图 5 显示了使用鼻罩并且使用 CPAP 或 BiPAP 通气模式用于无创通气的现有技术的呼吸支持疗法。

[0058] 图 6 显示了用于治疗 OSA 的现有技术的疗法。

[0059] 图 7 显示了用于实施氧气疗法的现有技术的传统氧气传输套管。

[0060] 图 8 显示了具有邻近鼻孔或鼻孔边缘开孔放置的套管尖端的无创开放式鼻通气接口的示例性实施例的侧视图。

[0061] 图 9 显示了具有邻近鼻孔或鼻孔边缘开孔放置的套管尖端的无创开放式鼻通气接口的示例性实施例的前视图。

[0062] 图 10 显示了示例性鼻接口的剖视图，且管嘴在鼻子外部。

[0063] 图 11 显示了管嘴与鼻子齐平的示例性鼻接口的剖视图。

[0064] 图 12 显示了管嘴在鼻子内部的示例性鼻接口的剖视图。

[0065] 图 13A 显示了使用本发明的实施例来在走动时提供呼吸功支持的病人。

[0066] 图 13B 显示了在病人头部上使用的鼻接口的示例性实施例。

[0067] 图 14 显示了无创开放式通气 (NIOV) 鼻接口组件的等角视图。

[0068] 图 15 是图 14 的鼻接口的远端的特写后视图。

[0069] 图 16 显示了图 14 的鼻接口的特写前视图。

[0070] 图 17 显示了图 14 的鼻接口的特写顶视图。

[0071] 图 18 显示了具有气体传输模式和鼻气压传感器的图 14 的鼻接口在病人上的底视

图。

[0072] 图 19 显示了上面的实施例的变体,其中气体传输口可以通过联接到鼻梁件端部的歧管放置和对准于鼻子下方。

[0073] 图 20 描绘了与图 19 类似的版本,其中鼻梁支撑件和鼻梁件更具体。

[0074] 图 21 显示了在鼻梁支撑件和鼻梁件外的气体传输管路和检测管。

[0075] 图 22 显示了鼻梁件和歧管之间的更具体的连接,这样它们就是一体件。

[0076] 图 23 显示了除歧管与鼻梁件分离之外与图 22 相似的配置。

[0077] 图 24 显示了鼻梁件围绕管嘴的配置。

[0078] 图 25 显示了其中鼻梁件位于鼻子一侧而不是沿着鼻子的中线的实施例。

[0079] 图 26 显示了气体传输管路和鼻气道压力检测管路以装接至歧管以助于将系统固定在适当的位置。

[0080] 图 27 显示了歧管内的气体传输管嘴,这样歧管可以扩散和抑制由离开管嘴的气体生成的噪音。

[0081] 图 28 显示了单侧地经路线至脸的一侧以使相对侧没有任意物体的气体传输管道。

[0082] 图 29 显示了类似于图 28 的实施例,其中鼻梁支撑件由眼镜保持在适当的位置或联接到眼镜上。

[0083] 图 30 显示了单侧配置,且检测管跟随气体传输管路的路径并且使用鼻子上的皮肤垫保持在适当的位置。

[0084] 图 31 显示了在脸上与气体传输管路相对侧上的检测管。

[0085] 图 32 显示了包含在歧管内的消音器。

[0086] 图 33 是图 33 的实施例的特写前视图。

[0087] 图 34 是图 33 的实施例的特写后视图。

[0088] 图 35 显示了将气体传输管嘴置于鼻子下面的一个替代实施例。

[0089] 图 36 显示了气体传输管件和鼻子支撑件。

[0090] 图 37 描绘了病人接口的远端的实施例的前视图。

[0091] 图 38 显示了其中左和右套管可以与气流路径例如歧管相互连接并且鼻接口中包括远侧尖端喷嘴的部分可以从歧管向上延伸的实施例。

[0092] 图 39 显示了一个替代实施例,其中在套管的远端处的喷嘴可以是套管的上壁中的孔,并且其中,套管向鼻子的一侧或两侧侧向地弯曲。

[0093] 图 40 显示了本发明的一个实施例的侧视图,其中鼻接口包括定位装置以将鼻接口的尖端相对于鼻孔正确地对准和放置。

[0094] 图 41 显示了该实施例的前视图,且连接器在气体传输管路的相对侧之间。

[0095] 图 42 显示了图 40 和 41 中所示实施例的横截面示意图。

[0096] 图 43 显示了鼻接口的实施例的横截面示意图,该鼻接口可以包括联接到调节臂的调节特征,该调节臂用于调节管嘴相对于鼻孔的位置。

[0097] 图 44 显示了右鼻孔的横截面前视图,其中系统可以包括连接和定位垫。

[0098] 图 45 显示了歧管且描述了解剖地匹配曲线。

[0099] 图 46 显示了图 46 中所述歧管的特写侧面前视图,显示了具有气体传输路径的气

体传输管嘴和具有压力检测管腔的鼻气道压力检测端口。

[0100] 图 47 描绘了其中声音反射器提供在歧管上气体传输管嘴上方这样就会减弱离开管嘴的气体生成的声音的实施例。

[0101] 图 48 和 49 分别描绘了图 47 中所示歧管的后视图和前视图。

[0102] 图 50A 描绘了其中歧管包括气体传输管嘴以及夹带孔的实施例。

[0103] 图 50B 显示了图 53A 中所示实施例的前视图。

[0104] 图 51A 显示了其中歧管包括气体传输管嘴以及夹带端口的实施例。

[0105] 图 51B 描绘了图 51A 中所示实施例的前视图。

[0106] 图 52 显示了其中歧管包括凹进在歧管中的气体传输管嘴以助于抑制所生成的声音并且将歧管放置得更靠近鼻子以缩小鼻接口的轮廓的实施例。

[0107] 图 53 显示了其中歧管包括歧管的后皮肤侧上的垫以助于将歧管放置和衬垫在皮肤和孔上的实施例。

[0108] 图 54 显示了其中戴在使用者的脸上的托架可以将鼻气道压力检测端口置于鼻子下方并且将气体传输管嘴置于鼻子下方的实施例。

[0109] 图 55 显示了置于鼻子下方的鼻接口的歧管的顶视图,并且显示了气体传输管嘴和鼻气道压力检测端口。

[0110] 图 56 显示了其中使用类似于免提传声器的头戴式耳机将歧管置于鼻子下方的鼻接口。

[0111] 图 57 显示了取消了使用者的头部的图 59 的实施例的后视图。

[0112] 图 58 显示了图 56 的实施例的替代方案。

[0113] 图 59 显示了其中歧管可以弯曲并且设计成置于使用者的鼻子下方并且可以从脸的中线双侧地延伸到鼻子的侧面的示例性实施例。

[0114] 图 60 显示了图 59 的歧管的正视 - 底视图。

[0115] 图 61A 显示了图 59 的歧管的顶视 - 正视 - 侧视图。

[0116] 图 61B 显示了图 59 的歧管的正视 - 侧视图。

[0117] 图 62A 显示了图 59 的歧管的后视图。

[0118] 图 62B 显示了图 62A 的歧管沿着显示气体流动路径的中线 A-A 的剖视图。

[0119] 图 63A 显示了图 59 的歧管的后视 - 侧视图。

[0120] 图 63B 显示了图 63A 的歧管沿着显示气体传输管嘴的端视图的线 B-B 的剖视图。

[0121] 图 64A 显示了用于进一步降低噪音的实施例的横截面示意图。

[0122] 图 64B 显示了辅助气流孔。

[0123] 图 64C 显示了具有内管的可选辅助气流孔,其中气体通道与主气流通道同轴。

[0124] 图 64D 显示了在孔处并且可选地在外管或歧管内部具有过滤器的实施例。

[0125] 图 65 描绘了本发明的一个替代实施例,其中管嘴可以相对于外管或歧管的轴向中心线成角度。

[0126] 图 66 描绘了其中歧管夹带 / 呼吸孔可以位于歧管的横向端部的实施例。

[0127] 图 67 显示了其中歧管可以包括左弯曲套管和右弯曲套管的实施例。

[0128] 图 68 显示了具有鼻枕的图 67 的歧管的后视图。

[0129] 图 69 显示了图 67 的歧管的前视图。

[0130] 图 70 显示了其中歧管可以在从左到右的长度中更短以减小鼻接口的尺寸和轮廓的实施例。

[0131] 图 71 显示了图 70 的歧管的后视图。

[0132] 图 72 显示了图 70 的歧管的前视图。

[0133] 图 73 显示了其中歧管在歧管的后侧上具有至少一个展平部分这样歧管就平压在皮肤的表面上以助于将歧管稳定在使用者上的适当的位置中的实施例。

[0134] 图 74 显示了图 73 的歧管的后视图。

[0135] 图 75 显示了图 73 的歧管的前视图。

[0136] 图 76 显示了其中歧管在从顶部到底部尺寸上更狭窄以尽可能使歧管远离嘴的实施例。

[0137] 图 77 显示了图 76 的歧管的后视图。

[0138] 图 78 显示了图 76 的歧管的前视图。

[0139] 图 79 显示了包括歧管、在歧管的上侧以紧密接触鼻孔的管状伸出部和与鼻孔和管状伸出部对准的歧管的下侧上的夹带 / 呼吸端口。

[0140] 图 80 显示了图 79 的歧管的前视图。

[0141] 图 81 显示了穿过图 80 的歧管的线 A-A 的横截面。

[0142] 图 82 显示了其中两个管在它们的远端处紧密接触鼻孔并且侧向和向下地远离鼻孔弯曲的实施例。

[0143] 图 83 显示了可以形成在鼻孔边缘和开孔、鼻孔壁、鼻孔孔和 / 或鼻中隔中的喷射泵入口和夹带区域。

[0144] 图 84 显示了当管嘴部分地插入外管中时可以形成在管嘴和外管之间的夹带腔室。

[0145] 图 85 显示了管嘴的尖端可以基本上与外管的近端齐平。

[0146] 图 86 显示了鼻通气接口的总体视图。

[0147] 图 87 描绘了图 86 中的线 A-A 处所示的鼻接口的套管的示例性横截面。

[0148] 图 88 描绘了图 86 中所示的鼻接口的远端的更详细的侧视图。

[0149] 图 89 显示了鼻接口的远端的一个可选实施例的前视图。

[0150] 图 90 显示了鼻接口的远端的一个可选实施例的前视图。

[0151] 图 91 描绘了鼻接口的远端的一个可选实施例的前视图, 该实施例类似于在图 89 和 90 中描绘的实施例。

[0152] 图 92 和 93 描绘了鼻接口的远端的喷射泵部分的一个可选实施例。

[0153] 图 94 和 95 显示了一个替代实施例, 其中气体传输管嘴提供在包括顺应性鼻孔插头的歧管中。

[0154] 图 96 和 97 显示了另一个实施例, 其中气体传输管可以装接至歧管的中间部分以大致将气体传输管嘴与鼻孔插头对准而不是气体传输管装接至歧管的侧面。

[0155] 图 98 和 99 显示了其中接口的远侧尖端包括内管嘴和同心外管喷射泵配置的实施例。

[0156] 图 100 和 101 显示了其中低轮廓鼻接口 10401 可以装接至鼻子的外部的实施例。

[0157] 图 102 是描绘本发明的示例性系统的框图。

[0158] 图 103 描绘了当本发明预计用于医院或公共机构使用时的可选实施例,其中气体传输管路可以连接至混合器,且混合器从医院增压的气体供应中接收增压的氧气和压缩空气。

[0159] 图 104 显示了可以使用经口接口的疗法。

[0160] 图 105 显示了与 ET 管接口一起使用的实施例。

[0161] 图 106 是通气机 V 的组件的系统框图。

[0162] 图 107 描绘了当本发明用于肺疾病或神经肌肉疾病应用时本发明可以如何有利地影响病人的呼吸功。

[0163] 图 108 图形地显示了使用本发明的鼻接口在实际试验主体上实现的肺容量。

[0164] 图 109 图形地显示了使用本发明的鼻接口在试验主体上使用胸部阻抗带来测量和显示肺容量而实现的肺容量。

[0165] 图 110 图形地显示了与传统的通气相比较在肺模拟器台模型上使用 NIOV 实现的肺容量。

[0166] 图 111 使用肺模拟器台模型图形地显示了与氧气疗法比较的 NIOV。

[0167] 图 112 图形地描绘了典型的 COPD 病人使用标准氧气疗法和 NIOV 疗法完成 6 分钟的步行试验的能力。

[0168] 图 113A 描绘了与由传统的 CPAP 通气机生成的肺压相比由 NIOV 生成的肺压。

[0169] 图 113B 描绘了与传统的 BiPAP 相比由 NIOV 系统实现的肺容量。

[0170] 图 114-117 比较了 NIOV 与现有技术的传输管路驱动压力。

[0171] 图 118-121 比较了 NIOV 与现有技术的吸气阶段容积传输。

[0172] 图 122-125 比较了 NIOV 与现有技术的肺压。

[0173] 图 126-129 比较了 NIOV 的传输管路与现有技术的典型外径。

[0174] 图 130-153 图形地显示了本发明的不同的可选通气机输出波形和通气机输出在病人的肺机构上的效果。

[0175] 图 154 显示了其中自主呼吸传感器可以检测鼻气流从正常的气流信号到减小的气流信号的转变的反应和校正算法。

[0176] 图 155 显示了其中呼吸传感器可以检测鼻气流从正常的气流信号到减小的气流信号的转变的抢占算法。

[0177] 图 156 显示了预防算法,其中通气机气流与病人的自主呼吸同步传输,并且当由于阻塞发生而发生气流减小时,通气机的循环率防止阻塞完全地形成并且呼吸恢复正常。

[0178] 图 157 图形地显示了经过一段时间之后的病人和通气机波形,其中通气机在呼吸暂停先兆或在呼吸暂停或气道阻塞期间启动,然后在恢复正常呼吸时停用。

[0179] 图 158 显示了通气机输出可以响应减弱的气流或呼吸信号增大从而阻止阻塞并且恢复正常气流。

[0180] 图 159 显示了当检测到阻塞发生时通气机输出可以从同步的循环开和关输出转换至在循环之间传输连续流。

[0181] 图 160 显示了通气机可以发出连续流或压力输出直至检测到呼吸暂停先兆,此时通气机增加其输出以传输与吸气同步的更大幅值的压力、流量或容积,虽然出现了表示局部阻塞的减小的气流。

[0182] 图 161 中显示了可以传输的可变通气机压力或连续流或压力输出,它缓增至更大幅值直至减小的气流信号恢复为正常信号,在此之后,通气机输出可以斜降至其基线值。

[0183] 图 162 显示了可以在吸气阶段期间进行缓增仅仅使增大对于病人更加不引人注意。

[0184] 图 163 显示了一种算法,其中流的非治疗脉动与病人的吸气努力同步传输从而调节或使病人适应疗法的感觉或声音。

[0185] 图 164 更详细地图形地显示了在使用吸气努力同步疗法时气体传输波形的一个可选实施例。

[0186] 图 165 显示了 NIOV 可以包括说话检测能力,例如使用气道压力信号处理或声音或振动传感器。

[0187] 图 166 显示了与鼻孔同心放置的喷嘴。

[0188] 图 167 显示了同轴地放置在鼻枕中的喷嘴。

[0189] 图 168 显示了喷嘴在与喉管部分的端部一段距离处,这样喷嘴剖面直径就基本上等于喉管入口直径。

[0190] 图 169 显示了喷嘴在与喉管部分的端部一段距离处,这样喷嘴剖面直径就基本上等于喉管出口直径。

具体实施方式

[0191] 图 1 是显示本发明的实施例的示例性总系统 101 的示意图。病人可以使用通气气体传输管路 103、气道压力检测管路 104 和无创开放式鼻接口(鼻接口)105 用无创开放式通气(NIOV)通气。鼻接口 105 优选地不密封在病人的鼻子上例如其它通气接口典型具有的,而是使鼻子敞开供使用者从周围环境正常和自由地呼吸。从通气机 109 传输的通气气体 107 可以移动通过气体传输管路 103 并且移动到鼻接口 105 中的一个或多个气体出口 111。通气气体 107 可以在夹带环境空气 113 的速度下离开,这样如果病人自主地呼吸,通气气体 107、夹带的环境空气 113 和自主地吸入的空气 115 的组合就在功率下传输至病人的气道例如鼻腔 117、口咽气道 119、气管 121、肺 123 和其它以在肺和气道上生成临床有效的效果。病人可以通过鼻子或嘴呼气 116。

[0192] 鼻接口 105 的几何形状和尺寸可以优化系统的物理和流体动力学以使性能和用户可接受度及容忍度最优化。系统的性能可以生成肺容量的增大或肺压增大或使用者的呼吸功的减小或气道压力的增大。本发明与氧气疗法系统的不同之处在于它不提供机械通气支持或气道压力的增大,并且与传统的通气系统的不同之处在于利用在鼻子和/或嘴或翻边的气道管周围密封的密封面罩的闭合气道原理工作。在本发明的实施例中,病人可以完全地通过环境空气呼气,而在现有的系统中,病人通过鼻面罩和管件呼气。

[0193] 本发明也可以由于本发明的实施例可以实施得好于期望而不同于现有的经气管系统。使用经气管系统,传输的气体必须逆着下气道中的阻力工作以提高气道压力并且助于呼吸功。为了鼻系统实现相同的结果,传输的气体必须逆着在经气管系统中的下气道压力和鼻子、口咽气道等中的上气道压力工作。同样地,并未期望鼻接口如同经气管系统那样有效。然而,发明者出乎意料地发现鼻接口可以使用无创开放式鼻接口向气道压力提供类似的改进和呼吸功的降低。

[0194] NIOV 通气系统也可以包括与气体供应或气体生成系统 125 流体连通的通气机 109。通气机 109 和 / 或气体供应或气体生成系统 125 可以是单独的或在单个装置 127 中。在呼吸机能不全应用的情形中,通气气体 107 可以是氧气,在睡眠呼吸暂停或神经肌肉应用、其组合的情形中可以是空气,或是任何其它临床有益的气体。通气机 109 可以具有控制单元或系统。在供应通气气体之前,通气机 109 可以通电并且可以具有预定时间的延迟。在预定时间以后,通气机 109 可以按需传输气体,例如与呼吸模式同步。

[0195] 自主呼吸传感器 129 也可以经由与通气系统 127 的连用于检测、确定和测量病人的自主呼吸模式和阶段以及呼吸暂停或呼吸不足事件,并且还确定和测量其他病人参数例如呼吸速率或活动级。使用该信息,通气机 109 然后可以针对病人的需求同步和滴定疗法并且匹配气体传输与病人的呼吸用于最大的舒适性和治疗滴定。

[0196] 附加的传感器 131 可以用于检测呼吸努力。本发明可以用于支持病人的呼吸,包括通过增大肺中的压力和容积支持呼吸功,并且可以用于保持上气道例如口咽气道 119 的气道开放。当使用本发明时,虽然通过接口接受了机械支持,但是病人通过他们的上气道并且通过他们的鼻子正常呼吸。在呼气期间,呼出的气体优选地不进入气体传输管路而是离开鼻子或嘴直接进入环境空气,或者通过或跨过或围绕鼻接口 105 进入环境空气。在使用过程中例如吸气过程中,病人可以保持他们的嘴闭合以助于将机械支持导向下气道并且围绕口腔 133、舌部 135 的底部、腭 137 和食管 139,或者可以使用护口器或下颚带,如果有必要的话。气体传输可以与病人的呼吸阶段同步循环地或连续地或如在后续部分中所述的那样其组合的传输。病人可以在不动时、在输送时、在移动和活动时或在休息或睡眠时使用该疗法。该疗法具有家庭护理、医院、亚急性护理、紧急、军事、大流行和输送应用。

[0197] 通气控制更详细地描述如下。通气系统可以用于对自主呼吸病人提供潮气气量增大,例如提供 10-50% 的病人所需潮气气量。通气系统也可以用于对自主呼吸病人提供有效的机械支持,例如提供 25-75% 的病人所需的潮气气量。通气系统也可以用于为病人提供全面支持或生命支持,例如 75-100% 的病病人的潮气气量需求。通气系统可以是具有容积控制或容积辅助模式的容积通气机,可以具有 SIMV 模式。通气系统也可以是具有压力控制或压力支持模式的压力通气机。例如,可以在病人的气道中连续或循环地生成 5-20 厘米水压力 (cwp) 的压力。在另一个实例中,系统可以生成 5-20cwp 的吸气压力和 2-10cwp 的呼气压力。呼气压力可以通过增大鼻接口中固有的呼气阻力或者通过在呼气阶段期间传输所需气流的气流的气体传输喷嘴或者通过调节夹带 / 自主呼吸孔阻力或者上述方法的任意组合生成。测量鼻接口中或附近的压力以及测量通常在歧管中进入鼻接口的气体流速被执行以帮助测量和控制通气机来发射和生成期望的气流、传输的容积和 / 或传输的压力以及监视和测量呼气和其他呼吸参数。

[0198] 图 2 显示了当 NIOV 被用于治疗呼吸机能不全或神经肌肉疾病时的示例性实施例。通气机 201 可以被病人 203 承受或佩戴。鼻接口 205 可以分离地置于病人的脸上并且气体传输管路 207 可以分离地置于使用者的身体上。使用者可以通过位于通气机 201 上或任意适当位置中的使用者接口 209 操作通气系统。因为通气系统有助于人呼吸所需的一些机械功,所以使用者可以是活动的而不必忍受呼吸困难、血氧不足或血碳酸过多。使用者可以受益于走动、活动并且参与日常生活的日常活动,例如准备膳食、游泳、围绕房子做零活并且离开房子进行室外活动。另外,使用者可以在接受机械通气时交流、吃饭、饮水和吞咽,这与

其中病人的气道由外部面罩闭合或者使用翻边的气道管在内部密封的其他通气接口相反。

[0199] 图 3 显示了当 NIOV 用于治疗睡眠呼吸暂停时的示例性实施例。病人可以处于如图所示的仰卧位置,或者可以侧睡或俯睡。鼻接口 301 和传输管路 303 可以比传统疗法显著地较少突出,并且病人可以受益于围绕鼻接口正常地呼吸环境空气的感觉,因为它不会密封鼻子。该最小伸出和接近自然的感觉可以允许使用者更好地忍受该疗法,产生改进的病人依从性并且因此产生更有效的疗法。气体传输管路 303 可以通过套管 305 联接至鼻接口 301 并且可以使用颈带 307 或其它连接机构固定至病人。

[0200] 图 4 显示了机械通气的现有技术的疗法。病人 401 可以使用气管内导管 (ETT) 403 插管并且翻边 405 可以在气管 407 中充气,因此使气道与环境空气隔离。通气气体可以通过通气气体回路 409 传输并且可以使用传感器 411 监视。病人 401 可以镇静并且他们的肺部使用通过 ET 管传输和除去的气体通气。该疗法虽然在对呼吸提供机械支持方面高效,但是并不适于其中不需要镇静和完全的呼吸支持的大量病人。

[0201] 图 5 显示了使用鼻罩 501 并且通常使用 BiPAP 通气模式的用于无创通气的现有技术的呼吸支持疗法。NIV 被用于病人呼吸,或者能够被用于帮助病人呼吸,其中病人自主呼吸的努力触发通气机以基于 MV 输送压力和容积。所述输送到肺和从肺送出的所有容积能够从通气管路 503 和鼻罩 501 被输送和移出。类似的系统能够被用于 OSA,其中排气出口 505 被包括在鼻罩中,以便呼出气体的一部分通过排气出口被排出。NIV、CPAP 和 BiPAP 对于自主呼吸病人在临床上非常有效,然而,这些模式和疗法不便于日常生活的活动,病人不能忍受通气机,并且病人不能自然和自由地呼吸房内空气,并且病人的上气道不能正常和自然地作用,因为它使用外面罩密封起来。

[0202] 图 6 显示了用于治疗 OSA (Wood, 美国专利 No. 6, 478, 026) 的现有技术的疗法。该系统用于通过应用密封使用者的鼻孔 603 的大孔套管 601 向使用者传输 CPAP 或 BiPAP。大孔套管 601 上的伸出部 605 伸进鼻孔中以密封鼻子。该系统具有与所提及的与 NIV 相关的类似的缺点,另外还具有附加的使用者的脸和鼻子的舒适性和耐受性的缺点。

[0203] 图 7 显示了用于实施氧气疗法的现有技术的传统氧气传输套管 701。套管 701 上的伸出部 705 可以设计成进入鼻孔 703。套管 701 的近端可以连接至一旦检测到吸气努力就在 1-6LPM 下向使用者的鼻子传输连续流氧气或者传输一团氧气的氧气传输装置。该系统不会机械地支持病人的呼吸功,并且尚未证明在防止缓和重型 OSA 中是有效的。图 7 也描绘另一种氧气传输疗法即高流量氧气疗法 (HFOT),其中大于 15LPM 的潮湿氧气以连续流速传输至使用者的鼻子。因为 HFOT 所需的高流量,系统可以是非便携式的并且氧气必须是潮湿的。

[0204] 现在参见图 8-58,将描述主题发明的实施例,其中一个人接受从置于鼻子下方的气体传输管嘴传输至鼻气道的气体的机械通气或气道支持,并且其中鼻子直接地从环境空气自由吸入并且直接呼气到环境空气中。在图 8-36 中,描绘了本发明的实施例,其中气体传输管嘴使用与鼻梁物理地接合的鼻子支撑件置于鼻子下面。在图 37-58 中,描绘了本发明的实施例,其中气体传输管嘴置于鼻子下方而与鼻梁没有任何物理接触。在所述的各个实施例中,其中气体传输端口置于自由空间中远离鼻孔一定距离处,虽然端口与鼻孔入口远离一定距离,所以呼吸传感器可以放置成比鼻孔更靠近入口,或者还有置于其它地方的另外的呼吸传感器。该可以保证气体传输动态通过适当的几何形状提供所需的功率和功

效,但是没有牺牲呼吸检测和监视。

[0205] 在图 8 和 9 中,分别显示了本发明的实施例的鼻接口 800 的侧视图和前视图。左套管 801 可以具有左远端 / 套管尖端 803 并且右套管 900 可以具有右远端 / 套管尖端 901。当在此使用时,术语例如左、右、顶部、底部和其它定向参考应当理解成是可互换的并且并不意味着绝对测定。通常地,方向相对于使用者给出的,这样左套管就位于使用者的左侧上。类似地,对于左或右鼻孔的参考并不意味着系统不能反向除非另有说明。左远端 803 和 / 或右远端 901 可以与鼻子 807 之下的耦合器 907 可选地连接。耦合器 805 可以包括呼吸传感器 (未显示)。护皮垫 903 可以包括在耦合器 805 的后部或皮肤侧以设置套管尖端 803、901 与皮肤之间的所需距离,并且将管嘴 809 在套管尖端 803、901 处相对于鼻孔入口和鼻孔孔对准。

[0206] 头带 811 可以连接至套管 801、耦合器 805 或护皮垫 903,并且可以延伸至头部后面以将接口 800 固定在适当的位置。套管 801、900 可以从鼻孔向低于鼻孔处双侧地经过路线,然后侧向和向后地经路线至脸的侧面,然后向下地围绕嘴角并且最终经路线至其中套管装接至通气气体供应管的脖子的前面。或者,套管可以从鼻子向上并且围绕耳朵向脖子的前面双侧地路径设置。套管可以预成形在这些复合弓形中的一个或多个以助于将该套管置于病人的解剖学结构中最舒适和最不突出的部分,并且将装置固定在适当的位置并且阻止移位和运动。可以具有长度调节特征以调节两个套管管嘴之间的距离,并且具有套管尖端角度调节特征以对准管嘴的角度与鼻孔入口和孔。下文将描述这些特征的附加的细节。下文还将描述也包括在本发明中的其他形状、调节特征和紧固特征。

[0207] 本发明的实施例比标准的氧气疗法鼻套管和鼻罩具有多种好处。现有的系统具有有限的治疗效果。例如,现有系统的几何形状可能不能被优化并且离开套管尖端的气体的速度流体力学可能是次佳的。本发明的实施例由于优化的喷射泵几何形状而具有改进的效率。此外,现有的系统可能对病人而言是不舒适的。离开现有套管的气体的速度尽管是未优化的,可能对于病人而言是极其不舒适的,因为气流可能是扰动的并且刺激鼻粘膜。本发明的实施例中的气体剖面在气体进入鼻子时可以是更有组织的和 / 或分层的。病人的机密体验表示具有高升流量氧气的病人对他们的氧气感到不舒服,但是对于在此所述的鼻接口感到舒适。另外,如果现有系统的套管尖端被缩回以置于鼻子外部以改进几何形状和流剖面,套管将不再检测病人的呼吸并且系统不能触发。

[0208] 如图 10 中的剖视图所示,鼻接口 1001 的尖端 1005 的直径可以减小以生成管嘴 1003。管嘴 1003 的远侧尖端 1005 可以相对于鼻中隔 1009 中的鼻孔孔 1007 的入口靠近地放置从而生成喷射泵。管嘴 1003 的远侧尖端 1005 可以邻近鼻孔边缘和开孔 1011 以及鼻孔壁 1013。喷射泵入口可以由鼻孔的边缘界定,并且喷射泵 1015 的真空夹带区域可以邻近并且略微在鼻孔入口内部。喷射泵喉管区域可以是鼻孔孔 1007 的近端部分。本发明的该喷射泵几何形状可以便于环境空气的夹带,这样传输进入病人中的总气体就可以比单独离开导管的气体具有更大的容积,并且由于喷射泵配置而具有足够的动力以穿透气道阻力。这便于肺或气道的更有效的通气。在下面的表 1 和表 2 中将本发明的参数与现有技术的疗法进行了比较。

[0209] 表 1:本发明的实施例与现有技术疗法的比较

[0210]

肺容量增大参数			现有技术		
	本发明				
参数	范围	优选的(成年人*)	OT	HFOT	CPAP
肺容量增大(%)	10-150%	15-65%	0%	0-25%	0-90%
WOB 减小(%)	5-80%	10-50%	0%	0-25%	0-75%
肺压增大(cwp)	1-30	3-20	0	0-6	3-25
上气道压力增大(cwp)	3-34	7-25	0-2	2-10	3-25
肺波形	S-R	R	没影响	S-R	S-R
夹带的环境空气(%)	20-200%	50-100%	0	0	0
气体离开导管或病人接口的速度(m/sec)	25-300	50-200	10-30	40-60	5-10
设备输出流速, 平均(LPM)	5-40	10-20	1-6	10-20	40-80
用于病人的管件外径(mm)	3-7	4-6	4-6	10-18	18-22
设备输出压力(psi)	10-60	20-40	5-40	5-20	0.1-0.5
设备驱动压力(psi)	10-60	20-40	5-40	5-20	环境
设备操作压力(psi)	5-40	25-35	5-40	5-20	环境
设备输出容积(ml) ^	10-300	25-150	16-100	167-350ml	0-500
设备输出脉冲时间(sec.)	0.100-1.000	0.200-0.700	0.25-1.0	恒流	恒流
疗法的源气体消耗	0.25-3.0	0.75-1.5	1-6	10-20	自生
设备输出同步(ms)	根据舒适性和需要进行变化(延迟25-500ms)	根据舒适性和需要进行变化(延迟75-250ms)	0.1-0.2	恒流	恒流
设备输出波形	S、D、A、Si、O	R、D	S、D	恒流	恒流

[0211] 注释：

[0212] * 小儿科和新生儿：压力和容积值低 25-75% (Ped) 和 50-90% (Neo)。

[0213] 如果是恒定连续流系统，输出容积=在病人的吸气阶段传输的容积，

[0214] 设备：=通气机，对于本发明和 CPAP；=氧气疗法传输装置，对于 OT 和 HFOTOT = 氧气疗法，CPAP = 持续性正气道压力，对于 NIV 或 OSA；，HFOT = 高流量氧气疗法

[0215] CPAP 还包括 BiPAP

[0216] S：正方形，R：圆形，D：下降，A：上升，S：正弦，O：振荡

[0217] Cons' t Flow = 恒流（未同步）

[0218] 表 2：本发明的实施例与现有技术 OSA 疗法的比较

[0219]

睡眠呼吸暂停疗法参数			现有技术
	本发明		
参数	范围	优选的 (成年人*)	CPAP
气道压力 (cwp)	0-30	5-25	1-25
肺压增大 (cwp)	0-20	4-20	1-25
上气道压力增大 (cwp)	3-30	7-20	1-25
肺波形	S-R	R	S-R
用于病人的管件外径 (mm)	3-7	4-6	18-22
夹带的环境空气 (%)	20-200%	50-100%	0
气体离开导管或病人接口的速度 (m/sec)	25-300	50-200	5-10
通气机输出压力 (psi)	5-40	25-35	0.1-0.5
通气机输出流速, 平均 (LPM)	5-40	10-20	40-60
通气机操作压力 (psi)	10-60	20-40	0.1-0.5
每次呼吸通气机的输出容积 (ml) ^	50-500	60-150	500-800
通气机输出脉冲时间 (sec.)	0.250-2.000	0.400-1.250	恒流
通气机输出同步	SI, SR, SV, CVR	SR	恒流
通气机输出波形	S, D, A, Si, O	R, A	恒流
呼吸阻力 (cmH2O @ 60 lpm)	0-3.0	0-2.0	4.0-6.5

[0220] 注释：

[0221] *小儿科和新生儿：压力和容积值低 25-75% (Ped) 和 50-90% (Neo)。

[0222] 如果是恒定连续流系统, 输出容积 = 在病人的吸气阶段期间传输的容积

[0223] CPAP = 持续性正气道压力, BiPAP = 双相正气道压力

[0224] SI = 同步间歇, SR = 同步缓增, SV = 同步变量, CVR = 连续变量缓增

[0225] S : 正方形, R : 圆形, D : 下降, A : 上升, Si : 正弦, O : 振荡

[0226] 图 11 描绘了其中喷嘴 1103 的远侧尖端 1101 大约与鼻孔入口共面放置类型的鼻接口 1105。与管嘴置于鼻孔内部相比, 管嘴的该布置可以夹带更多环境空气, 这取决于其它主导条件, 例如直径、传输压力和对准。显示了喷射泵入口和夹带区域 1107。图 12 描绘了其中喷嘴 1203 可以放置成管嘴 1203 的远侧尖端 1201 可以穿入鼻孔孔 1007 以生成喷射泵入口和夹带区域 1207 的类型的鼻接口 1205。

[0227] 图 13A 显示了使用本发明的实施例来在走动时提供呼吸功支持的病人 1301。与标准面罩相比, 鼻接口 1303 可以最低程度地突出, 这样病人就可以在接受疗法时感觉和举止正常, 示例性总系统的细节可以参见图 2。例如, 使用鼻接口和疗法, 病人可以谈话、吞咽、吃或喝。与标准通气机管件相比, 通气系统所需的管件可以非常小, 这使得采用该疗法的病人四处走动现实得多, 并且可以将疗法所需的设备和管件隐藏起来。图 13B 显示了病人 1301 的头部上的鼻接口 1303。

[0228] 图 14 显示了无创开放式通气 (NIOV) 鼻接口组件 1401 的等角视图。组件 1401 可以包括鼻接口 1403 和联接到鼻接口 1403 上的通气气体附件 1405。通气气体可以从通气机

经过通气机附件 1427、气体传输管路 1429 和通气气体附件 1405 传输。通气气体出口 1415 可以置于通气气体附件 1405 的远端处。一个或多个管嘴 1417 可以位于通气气体出口 1415 的远端处。优选地,通气气体出口的远端可以放置在鼻子外面大约 0" 到大约 1.5" 处。更优选地,通气气体出口的远端可以放置在鼻子外面大约 0.75" 到大约 1.25" 处。

[0229] 除气体传输管路 1429 之外,检测管 1431 可以连接在鼻接口 1403 和通气机附件 1427 之间。检测管 1431 可以是压力检测管。检测管 1431 和 / 或气体传输管路 1429 可以流经鼻接口 1403 的壳 1433。一个或多个传感器或检测端口 1435 可以位于壳 1433 上的各种位置中。一个或多个传感器 1435 可以是气道压力检测附件或流动检测附件,但是在鼻接口 1403 上或附近可以使用其他类型的传感器。在特定实施例中,端口 1435 必须在鼻孔空腔路径中以触发一个或多个传感器 1435。本发明的实施例也可以包括一个或多个传感器即二氧化碳采样端口。二氧化碳采样端口可以装接至壳 1433 的外表面上的采样管路。

[0230] 本发明的实施例可以调节或采取各种尺寸以适应不同的病人尺寸。例如,壳 1433 可以采用各种尺寸以适应各种尺寸的鼻子。凸耳 1411 可以联接到壳 1433 上用于接触鼻孔边缘并且定位鼻接口 1403。壳 1433 可以在鼻梁上自动定心。气刀偏转器 1419 可以防止气刀效应影响眼睛。

[0231] 在试验期间,确定了最佳性能是在平行于鼻梁对准管嘴以对准通气气体的喷嘴与鼻孔时实现的。可以平行于面罩 1433 对准接口的管嘴,这样通过将面罩 1433 置于鼻梁上,管嘴 1417 就可以平行于鼻梁。如果有一些不对准,性能就会降低。喷嘴优选地是适当地将鼻孔与鼻孔轴线对准保持在 10 度之内。

[0232] 同样地,当病人向左或向右移动他们的鼻子(例如通过以放大的方式移动下巴)时,鼻接口 1403 可以跟随鼻子,确保管嘴仍然与鼻子的中心线 对准并因此与鼻孔对准。

[0233] 图 15 是图 14 的鼻接口 1403 的远端的特写后视图。图 16 显示了图 14 的鼻接口 1403 的特写前视图。图 17 显示了图 14 的鼻接口 1403 的特写顶视图。

[0234] 图 18 显示了图 14 的鼻接口 1403 如何与病人的鼻气道 1801 连通。鼻气道 1801 以卵形图案表示。气体传输管嘴 1803 和鼻气压检测位置 1805 分别由大和小圆圈表示。鼻气压检测端口可以是凸起以助于实现检测端口在鼻孔中的呼吸路径中的正确位置。气体传输端口可以放置成气体传输路径具有通向鼻孔气道的清洁的路径。可以有两个或更多尺寸的面罩和 / 或面罩中的调节特征,这样检测端口和气体传输区域就会与鼻气道路径适当地对准。先前的图描绘了检测位置必须邻近鼻孔入口、在入口内部、与入口共面或略微在外部但远离入口不超过 5 毫米,而喷嘴尖端位于与鼻孔入口一段距离处,例如远离 10-25 毫米。该配置可以允许面罩利用喷射泵几何形状而不牺牲检测精度,这样通气机就与病人适当地同步。而且,气流轮廓在进入病人的鼻孔之前会变得更加有组织的,而不是进入鼻孔的紊动射流,后者对于病人而言将是非常不舒适和难以忍受的。

[0235] 图 19 显示了上面的实施例的变体,其中气体传输端口 1901 可以通过联接到联接至鼻梁件端部的歧管 1905 放置并且在鼻子 1903 下方对准。鼻梁件 1907 可以联接到鼻梁支撑件 1909 上。鼻梁支撑件 1909 可以将系统紧固在适当的位置。鼻梁件 1907 可以是狭窄的,提供美学上有吸引力的设计,而且可以是功能性的,这是由于鼻梁件 1907 精确地定位气体传输管嘴 1901。气体传输管 1911 可以联接到鼻梁支撑件 1909 上。通气气体可以经过鼻梁支撑件 1909 和 / 或鼻梁件 1907 中的至少一个槽 1913 引导到气体传输管嘴 1901。

鼻气压检测管路 1915 也可以装接至鼻梁支撑件 1909。鼻气压检测管路 1915 可以与鼻梁支撑件 1909 和 / 或鼻梁件 1907 中的压力检测管道 1917 连通。鼻气压检测管路 1915 可以终止于歧管 1905 处或是附近,歧管 1905 通常比管嘴更靠近鼻入口。

[0236] 鼻梁支撑件 1909 可以由韧性材料制成,这样它就会理想地符合使用者的鼻子,并且鼻梁件可以被调节以助于正确地对准管嘴,或者通过改变管嘴到鼻子的距离来调节疗法的强度。支撑件和鼻梁件可以填补在皮肤侧以优化装配舒适性和 / 或可以包括助于将它紧固至皮肤的压敏粘合剂。支撑件也可以具有形状记忆性能例如镍钛诺、弹簧钢或热塑性,这样它就会压缩以轻微地挤压鼻子。支撑件和鼻梁件也可以用于防止鼻腔由于通气气体的传输而增压时鼻孔的膨胀。气体传输和鼻气道压力检测管路可以预成形为保持管件远离使用者的眼睛的形状。管件显示为典型地在耳朵上方围绕耳朵的路线,然而它可以围绕嘴角的路线到脖子前面,在该情形中,一条带将面罩连接到脸上。如在此所述的其它实施例中所述,气体传输槽和鼻气道压力检测槽可以是同一个管件中分开的管腔,或者可以是分开的管。

[0237] 图 20 描绘了与图 19 类似的版本,其中鼻梁支撑件 2001 和鼻梁件 2003 更具体,这可以在其中美学不那么重要的更关键的应用例如急诊或急救护理中更有用一些。

[0238] 图 21-24 显示了上述元件的各种不同配置。例如,图 21 显示了在鼻梁支撑件 2105 和鼻梁件 2107 外的气体传输管路 2101 和检测管 2103。图 22 显示了鼻梁件 2201 和歧管 2203 之间的更具体的连接,这样它们就是一体件。图 23 显示了除歧管 2301 与鼻梁件 2303 分离之外与图 22 相似的配置。图 24 显示了鼻梁件 2401 围绕管嘴 2403 的配置。

[0239] 图 25-34 描绘了其中鼻梁件 2501 位于鼻子 2503 一侧而不是沿着鼻子 2503 的中线的实施例。气体传输管路 2505 可以向鼻梁支撑件 2507 供应通气气体。检测管 2509 也可以联接到鼻梁支撑件 2507 上。鼻梁件 2501 可以联接到具有一个或多个管嘴 2513 的歧管 2511 上。在图 26 中,气体传输管路 2601 和鼻气道压力检测管路 2603 可以装接至歧管 2605 以助于将系统紧固在适当的位置。图 27 显示了歧管 2701 内的气体传输管嘴,这样歧管可以扩散和抑制由离开管嘴的气体生成的噪音。端口 2703 可以允许通气气体的通过。图 28 显示了单侧地经过至脸的一侧以使相对侧没有任意物体的气体传输管道 2801。皮肤垫 2803 可以将鼻梁支撑件 2805 保持在鼻子 2807 上。歧管 2809 可以联接到侧鼻梁件 2811 上。图 29 显示了类似于图 28 的实施例,其中鼻梁支撑件 2901 由眼镜 2903 保持在适当的位置或联接到眼镜 2903 上。图 30 显示了单侧配置,且检测管 3001 跟随气体传输管路 3003 的路径并且使用鼻子 3007 上的皮肤垫 3005 保持在适当的位置。管可以组合在多管腔系统中或是保持分开。管可以使用可弯曲的金属线保持在适当的位置。管件可以集成到带中。图 31 显示了在脸上与气体传输管路 3103 相对侧上的检测管 3101。图 32 显示了包含在歧管 3303 内的消音器 3301。喷嘴可以位于歧管 3303 内或下面。图 33 是图 32 的实施例的特写前视图。鼻子支持件 3401 可以具有鼻子耦合器 3403 和用于来自气体传输管路(未显示)的气体的入口 3405。臂 3407 可以将鼻子支持件 3401 连接到歧管 3303 上。图 34 是图 32 的实施例的特写后视图。

[0240] 图 35 显示了将气体传输管嘴 3601 置于鼻子 3603 下面的一个替代实施例。托架 3605 可以从鼻子 3603 延伸至一个或两个耳朵 3607。在托架 3605 的前端处可以装接管路系统 3609,它可以包括靠近并且在鼻子 3603 下方终止的鼻气道压力检测分支 3611。托架

3605 的前端也可以包括气体传输分支 3613, 气体传输分支 3613 可以包括安装了气体传输管嘴 3601 的气体传输歧管 3615。系统可以包括调节特征来正确地对准发送和传输管嘴。

[0241] 图 36 显示了气体传输管件 3701 和鼻子支撑件 3703。鼻子支撑件 3703 可以将鼻接口保持在脸上合适的位置。托架 3705 可以从鼻子支撑件 3703 延伸到气体传输歧管 3707。托架 3705 可以是柔性的或可调节的, 这样如果希望的话, 使用者就能够进行调节。

[0242] 图 37-53 描绘了某种本发明的特定实施例, 其中气体传输管嘴置于鼻子下方而没有使用托架或鼻子支撑件, 但是使用了管件或头带。

[0243] 图 37 描绘了病人接口的远端的实施例的前视图。气体传输喷嘴 3801 可以位于套管 3803 的端部, 其中套管 3803 和 / 或管嘴 3801 经由一个或多个套管连接器 3807 装接至头部紧固件 3805。在本实施例中, 病人的鼻孔扮演外管和喷射泵入口、喉管和扩散器的角色。可选地, 作为单独组件的外管可以独立地放入鼻子中, 并且图 37 中所示的接口因此紧固到脸上这样管嘴就可以使用外管正确地对准和放置。在图 37 中, 左和右套管可以由紧固件的伸出部或通过耦合器 3809 连接在一起。耦合器 3809 可以包括长度和角度调节特征。喷射泵管嘴 3801 可以生成喷射泵入口和夹带区域 3811。传感器 3813 可以经由传感器导线 3815 联接到控制器 (未显示) 上。

[0244] 图 38 显示了其中左和右套管 3901 可以与气体流路 3903 例如歧管 3905 相互连接并且鼻接口中包括远侧尖端喷嘴 3801 的部分可以从歧管 3905 向上延伸的实施例。

[0245] 图 39 显示了一个替代实施例, 其中在套管 4001 的远端处的喷嘴 4003 可以是套管 4001 的上壁中的孔, 并且其中, 套管 4001 向鼻子的一侧或两侧侧向地弯曲。低轮廓管嘴 4003 可以允许远离管嘴 4003 延伸的套管 4001 靠近鼻子并且远离嘴设置以生成不突出的设计。如图 39 中所示, 左和右套管的气体流路不能在歧管 3905 中连接但是可以在管嘴 4003 处结束。当气体从套管气体流路 3903 进入管嘴 4003 时, 气体流路 3903 可以弯曲以助于在管嘴中生成均匀和一致的气流剖面。可选地, 气体流路可以连接在歧管 3905 中。

[0246] 图 37-39 中所示实施例可以包括或者不包括围绕管嘴外部的外同心管。这些实施例可以与管嘴或外管之间的长度调节耦合器、管嘴与歧管之间或外管与耦合器之间的角度回转连接组合。

[0247] 图 40 显示了本发明的一个实施例的侧视图, 其中鼻接口 4101 包括定位装置 4103 以将鼻接口 4101 的尖端 4105 相对于鼻孔孔正确地对准和放置。定位装置 4103 可以是紧密接触在鼻孔壁或鼻孔中隔上的软但是半刚性的臂。例如, 定位装置 4103 可以由两个在鼻孔中隔的左和右壁上向内压紧的臂轻微地挤压鼻孔中隔。对于每个鼻孔可以有一个或多个臂, 或者对于两个鼻孔仅有一个臂。臂可以接触鼻孔的后、前、侧向或中间壁, 或可选地可以解除鼻孔的外壁。定位装置 4103 可以装接至气体传输管路 4107, 这样如果希望的话, 管嘴的远侧尖端和气体出口就指向鼻孔孔。图 41 显示了该实施例的前视图, 且连接器 4201 在气体传输管路 4107 的相对侧之间。

[0248] 图 42 显示了图 40 和 41 中所示实施例的横截面示意图。喷射泵管嘴 4301 可以置于鼻中隔 4303、鼻孔壁 4305、鼻孔孔 4307、鼻孔边缘和开孔 4309、和 / 或喷射泵喉管 4313 内以生成喷射泵入口和夹带区域 4311。

[0249] 图 43 显示了鼻接口 4405 的实施例的横截面示意图, 该鼻接口 4405 可以包括联接到调节臂 4407 的调节特征, 该调节臂 4407 被用于调节管嘴 4403 相对于鼻孔的位置。首要

地,管嘴 4403 进入鼻子的插入深度可以通过该调节 特征 4401 进行调整 ;然而,也可以调节管嘴 4403 相对于鼻孔开孔和鼻孔孔的对准和定心。

[0250] 图 44 显示了鼻接口 4501 的可选实施例的右鼻孔的横截面前视图,其中系统可以包括附件和定位垫 4503。鼻接口 4501 可以装接至附件和定位垫 4503,并且附件和定位垫 4503 也可以包括伸出部或定位翼片 4505,定位翼片 4505 沿优先方向配置和尺寸设计成用于略微插入鼻孔中并且置于鼻孔的后壁上。定位翼片 4505 可以在已知的定向和位置中定位附件和定位垫 4503,并且可以装接至附件和定位垫 4503 以及管嘴 4507 的套管(未显示)因此可以朝鼻孔开孔和鼻孔孔放置、定向和调节角度。附件和定位垫 4503 也可以用于将套管尖端相对于鼻孔开孔的距离定位成最佳距离。套管到附件和定位垫 4503 的连接可以是可拆卸和可调节的连接,这样就可以调节套管位置以满足疗法的需要和目标,并且调节装配以匹配每一个人的解剖学结构。

[0251] 图 45-59 描绘了上述实施例的一个版本,其中气体传输管嘴与置于鼻子下方没有借助于鼻子支撑件或托架的歧管是一体的。

[0252] 在图 45 中,描绘了具有解剖学上匹配的曲线的歧管 4601。气体传输管嘴 4603 可以置于歧管 4601 的上后侧上,这样气体传输就对准鼻孔。气体传输管件 4605 和鼻气道压力检测管件 4607 可以装接至歧管 4601 的横向端,并且管件 4605、4607 可以用于将歧管 4601 紧固在鼻子下方。如在此所述的其它实施例中所述,气体传输槽 4605 和鼻气道压力检测管 4607 可以是同一个管件中分开的管腔,或者可以是分开的管。传感器 4609 可以位于歧管 4601 的上前侧或任意其它适当位置。图 46 显示了图 45 中所示歧管 4601 的特写侧面前视图,显示了具有气体传输路径 4701 的气体传输管嘴 4603 和具有压力检测管腔 4703 的鼻气道压力检测端口 4609。图 46 是图 46 中所示歧管 4601 的顶视图。

[0253] 图 47 描绘了其中声音反射器 5001 提供在歧管 5005 上气体传输管嘴 5003 上方这样就会减弱离开管嘴 5003 的气体生成的声音的实施例。图 48 和 49 分别描绘了图 47 中所示歧管的后视图和前视图。挡板也可以是用作流组织件(flow organizer)来按照需要调节流速剖面 and 动态。例如,挡板可以采用进入速度剖面并且使之成形为在出口侧上更等速的剖面,这样当气体和夹带的空气进入使用者的鼻子时,就会感到更舒适而仍然具有穿透呼吸系统的动力。在其中挡板由柔软材料组成的情形中,声音反射器也可以用作垫以冲击鼻孔。

[0254] 图 50A 描绘了其中歧管 5301 包括气体传输管嘴 5303 以及夹带孔 5305 的实施例。图 50B 描绘了该实施例的前视图。

[0255] 图 51A 显示了并描绘了其中歧管 5401 包括气体传输管嘴 5403 以及夹带端口 5405 的实施例。图 51B 描绘了该实施例的前视图。

[0256] 图 52 显示了其中歧管 5501 包括凹进在歧管 5501 中的气体传输管嘴 5503 以助于抑制所生成的声音并且将歧管 5501 放置得更靠近鼻子以缩小鼻接口的轮廓。开孔 5505 可以允许通气气体的通过。

[0257] 图 53 显示了具有在歧管 5601 中的单个孔 5607 的图 53 的替代实施例。

[0258] 图 54 显示了其中戴在使用者的脸上的托架 5701 可以将鼻气道压力检测端口 5703 置于鼻子下方并且将气体传输管嘴 5705 置于鼻子下方的实施例。气体传输管件 5707 和压力检测管件 5709 可以围绕嘴角经路线到脖子前面或者可以经路线到耳朵上方并且围绕耳

朵。

[0259] 图 55 描绘了置于鼻子下方的鼻接口的歧管 5801 的顶视图,并且描绘了气体传输管嘴 5803 和鼻气道压力检测端口 5805。

[0260] 图 56 描绘了其中使用类似于免提传声器的头戴式耳机 5903 将歧管 5901 置于鼻子下方的鼻接口。气体传输槽可以集成到从耳朵上方延伸到鼻子下方的歧管 5901 中的托架 5905 中。托架 5905 可以使用头箍或头部托架 5907 装接和固定到头部。托架 5905 到头部托架 5907 的连接可以是可断开的或可以是转体。例如,如果使用者想打喷嚏或擤鼻涕,或是中断或暂停疗法,托架 5905 可以向上转动,这会切断向歧管 5901 的气流。图 57 显示了取消了使用者的头部的图 56 的实施例的后视图。图 58 显示了图 56 的实施例的替代方案。

[0261] 前述特征中所示的鼻接口远端设计可以包括混合在每种可能的组合中的特征和组件以满足特定临床应用的要求,并且实现用户人机工程学最大化的设计,并且实现期望的性能。接口套管可以经路线至脸的两侧或是脸的一侧。套管可以经路线到耳朵上方,或是耳朵之间脸的中心之上,或是围绕嘴角到脖子的前面或是后面。用于将接口紧固到头部的带或紧固件可以经路线至头部的后面耳朵上方,或者可以围绕脖子紧固。接口可以包括长度调节特征来设置两个管嘴之间的距离,或角度调节枢轴或旋转接头以设置管嘴之间的角度或矢状平面中的角度从而对准管嘴与鼻孔孔。接口可以在一个鼻孔或两个鼻孔中传输气体。如将要描述的那样,通气气体进入病人气道的其它路径也包括在本发明中,且具有必要的改进以使配置与外部进入点相容。

[0262] 图 59-78 描绘了本发明的实施例,其中气体可以使用包括歧管的鼻接口传输至鼻气道。歧管可以 (a) 与鼻孔接合,和 / 或 (b) 从鼻孔双侧地延伸至鼻子的侧面,和 / 或 (c) 包括通常在歧管的横向端部处放入歧管的气体传输管嘴。

[0263] 图 59 显示了其中歧管 6301 可以弯曲并且设计成置于使用者的鼻子下方并且可以从脸的中线双侧地延伸到鼻子的侧面的示例性实施例。图 60 显示了图 59 的歧管 6301 的正视 - 底视图。图 61A 显示了图 59 的歧管 6301 的顶视 - 正视 - 侧视图。图 61B 显示了图 59 的歧管的正视 - 侧视图。可以提供声音降低孔或狭缝 6621。图 62A 显示了图 59 的歧管 6301 的后视图。图 62B 显示了图 62A 的歧管 6301 沿着显示气体流路 6601 的中线 A-A 的剖视图。图 63A 显示了图 59 的歧管 6301 的后视 - 侧视图。图 63B 显示了图 63A 的歧管 6301 沿着显示气体传输管嘴的端视图的线 C-C 的剖视图。

[0264] 歧管 6301 可以包括歧管 6301 内部的气体流路 6601 和气体传输管附件 6302。气体流路 6601 可以在远端终止于歧管 6301 的上侧的气流开孔 6603 处,气流开孔 6603 刚好横向于中线 6303 的两侧上的歧管 6301 的中线 6303 放置,并且在近端 6605 处终止以在歧管 6301 的下 - 前侧上的两个孔处自主呼吸和夹带。通常,具有气动地分开的左和右气体流路 6601;然而,两个气体流路可以使用一个槽气动地连接在一起。槽可以用于在一个鼻孔堵塞时向两个鼻孔提供平衡的流传输。通气系统可以包括例如如果孔之一封闭时检测歧管中高级别的压力的警报器。歧管 6301 可以通常成形为复合弓形以匹配脸下方和鼻子侧面的轮廓。歧管 6301 通常可以双侧地和向后地弯曲。此外它可以在侧向地和向后地弯曲时向上或向下地弯曲。总歧管组件可以是双侧组件,意味着气体传输连接至左侧和右侧,或者它可以是单侧的,意味着气体传输仅连接至一侧。后一种配置可用于侧睡或减少脸的一侧

上的突出。歧管横截面几何形状通常是可变的,并且可以是大致圆形或半圆形的,或者可以是D形或卵形从而优化性能和人机工程学。不会从使用者的皮肤伸出很远的较为扁平的横截面几何形状在工效学意义上是优选的。歧管的内部结构可以没有角落和急剧的弯曲和角度以便于高效的气流流体动力学和声音的产生。歧管通常可以由半刚性材料制成,可以是热塑性或弹性材料,通常具有30-90的肖氏A硬度。歧管也可以构成为韧性的或可塑的供使用者进行小的调节以允许歧管理想地适应个人。总组件是可拆卸的,因此使用者可以拆开组件进行清洁,或者将正确尺寸的不同零件装配在一起以定制。歧管和垫,如果包括的话,通常是半透明的,而且可以是透明或不透明的。可以通过主动加热增湿或通过喷洒湿气粒子到气体传输系统中,通常进入歧管或来自歧管或热水分交换(HME)或上述组合来向气体传输管路加湿。为了防止在歧管中发生雨水冲洗,歧管可以具有排水管线以清除收集的所有湿气。

[0265] 两个管状伸出部6305可以与远端气流开孔6603耦合和向上地延伸。管状伸出部6305可以设计成与鼻孔作用并且通过接合鼻孔边缘可选地密封鼻孔。伸出部6305通常是软的和顺应性的以允许与鼻孔的舒适的接触,并且如果希望存在密封,就以舒适的方式压在鼻孔上。伸出部6305可以装配在杆6311上。歧管6301中的气体流路6601可以尺寸设计成病人能够通过气体流路自由地呼吸而没有感到受限制。气体流路6601可以弯曲的并且没有急剧的角度和角落从而以尽可能小的阻力和干扰引导气体。可以将补充的通气气体传输到歧管6301内的气体传输喷嘴6611可以置于歧管6301的横向近端处。离开管嘴6611的气体可以从邻近的歧管孔6605夹带环境空气。气体传输喷嘴可以置于歧管中鼻垫底座附近,或是鼻垫内,或者可以置于歧管中与鼻垫相邻一定距离处。管嘴可以置于歧管的横向端部附近,在此情形中,歧管内部几何形状没有急剧的角度和角落,这样由管嘴传输的气体就以最小的湍流在有组织的流剖面中流动。管嘴出口矢量或可定向的对准优选地与歧管内部几何形状的平均中心线弧对准。这对于使系统更高效并且生成更小的声音很重要。通常管嘴可以在管嘴位置处相对于歧管内部几何形状居中;然而,它也可以是偏心的,例如在其中期望生成最小的声音的情况中。歧管内部几何形状的横截面可以是圆形的或者可以是非圆形的例如D形、卵形或椭圆形,从而优化流动动态、声音和人机工程学。喷嘴尖端内径的直径或有效直径可以在从大约0.010"到大约0.080"的范围内,并且优选地直径或有效直径为大约0.020" - 大约0.060"。取决于特定使用,其它尺寸也是可能的。管嘴相对于歧管和孔的位置可以调节,这样调节就可以改变提供的通气支持的级别,如果希望这样的话。通常喷嘴端口是双侧放置的;然而单个喷嘴端口也是可预期的。

[0266] 吸入气体可以是下列的组合:(1) 经过管嘴从通气机传输的补充的通气气体,(2) 由离开管嘴的通气气体经过孔抽吸的夹带的空气,和(3) 由使用者自己的自主呼吸努力经过孔抽吸的空气。呼出的气体可以经过孔6605全部地呼出。

[0267] 另外,歧管6301内部的压力可以由压力分接头6607测量,并且该压力可以由通气机中的传感器由连接压力分接头6607到传感器上的管道连续地测量。歧管6301内部测量的压力可以用于检测呼吸循环的阶段,并且测量传输的通气压力。理想地,压力分接头6607可以终止于歧管气体流路6601中具有尽可能少的人工因素的点处,通常尽可能靠近歧管6301中气体流路6601的远端。在歧管6301中可以具有多个压力分接头以测量歧管6301中多个位置中的压力,例如通过测量两个压力分接头位置之间的压力差来确定流动,或者

例如在吸气阶段期间在一个位置处测量并且在呼气阶段期间在第二位置处测量,或者例如一个压力分接头用于检测自主呼吸信号并且一个压力分接头用于测量正被传输的通气压

力。

[0268] 来自通气机的补充的通气气体可以从通气机经由管件 6307 传输至歧管 6301,而管件 6307 可以联接到歧管 6301 的近端 6309。该管件 6307 可以包括通气机气体传输槽和压力分接头管道。管件 6307 通常围绕耳朵延伸以将鼻接口固定到病人上,或者可以在使用者的脸上的其他位置中经路线,例如围绕嘴角到脖子的前面,在此情形中可以包括带以将歧管捆在脸和头部上。

[0269] 为了这些说明的目的,术语管状伸出部、鼻枕、鼻垫可交换地使用以描述作用在鼻子上的管状主体。这些主体可以作用在鼻孔边缘、鼻孔边缘上的密封、鼻孔内部的密封,作用在鼻子下面的组织上或是上述的各种组合。管状伸出部 6305 通常包括卷绕,其形状允许伸出部在多个平面中弯曲,并且沿着中心线轴线压缩以遵从使用者的鼻子。伸出部 6305 可以是永久地附着到歧管 6301 上或可以可移除地装接。下文更详细地描述了伸出部 6305 或鼻垫。鼻垫可以置于歧管的上表面或上-后表面上。垫可以密封在鼻孔边缘或鼻孔的其他部分上,这样在垫和鼻子之间就不会有无意的泄露并且这样大部分的呼吸气体就会流经垫。然而,该密封并不需要是不漏的,并且在一些实施例中对在垫和鼻孔之间会期望存在气流。垫可以使用弯曲接头或波纹管装接至歧管从而允许垫在微小压力下屈曲、弯曲或具棱角,这样它们就与鼻孔开孔自动对准。垫也可以向内朝歧管压缩,这样垫和鼻孔之间的接触点处的接触力就被抑制和吸收。这些特征可以是垫为柔性密封或柔性准密封并且可以使组件更容许与不同的面部结构和在被佩戴时组件的无意运动配合。垫通常为顺应性材料例如肖氏硬度 10-60A 的硅酮或弹性或热塑材料,但是也可以使用其他材料。垫也可以从歧管可移除地装接并且可以用于不同尺寸,这样使用者就可以选择与他们的解剖学结构匹配。

[0270] 歧管 6301 中的气体流路 6601 可以由两个分开的路径界定;由歧管 6301 的中线 6303 处的中隔 6609 分开的左路径和右路径。或者左路径和右路径可以在歧管 6301 的中线处相互连接,例如来抵消气流,如果鼻气道一侧比另一侧更有抵抗力的话。表 3 中还说明了该实施例的材料和尺寸。另外,图 61B 显示了与气体流路 6601 连通的声音降低孔 6621,它允许用于气体通气的出口通道来减少气体-气体剪切和生成的声音。

[0271] 孔 6605 可以提供两个功能:(1) 孔可以允许环境空气由喷嘴端口夹带,并且(2) 孔可以允许病人经过歧管自主地呼吸。孔可以是单个孔或多个孔。夹带孔可以不同于自主呼吸孔,或者孔是分开的。自主呼吸孔可以与鼻垫或歧管的气流开孔大体上或基本上同轴,或者可以在歧管的上表面、下表面、前表面上或者这些表面的组合上。一般而言,自主呼吸孔优选被放置成病人呼出的气体指向自然矢量或方向。夹带孔优选地在喷嘴出口附近,然而也可以放入歧管上的其它位置。夹带孔可以置于歧管的横向近端附近并且可以在歧管的上表面、前表面、下表面上或是其组合。孔可以可变地调节,例如可以在全开和全闭之间调节。调节可以助于将通气支持的级别调节和控制为总系统针对流行情况提供的期望级别。调节可以是手动的,但是优选是自动的,使用阀例如由从通气机通过小孔管道向阀传输的压力信号控制的阀。支持的级别可以在从局部支持到完全通气机支撑件持的范围内变化。

[0272] 通过罩盖管嘴、通过使用声音过滤器介质覆盖孔、通过使用低阻消音器覆盖孔、通过处理和成型表面或通过优化流程几何形状以允许高度有组织的气流剖面,可以减轻由喷

嘴生成的声音和生成的夹带、气体-气体剪切和气体-表面剪切。管嘴出口也可以倒圆角以降低噪音生成。歧管的内壁可以被处理或纹理化以生成附加的声障。歧管材料本身可以是阻声的以吸收和反射声音,这样由喷嘴生成的声音就不会逃脱歧管,例如但是并不限于通过使用多孔但是抗菌材料。内歧管表面还可包括螺线肋或螺旋槽以助于将气流剖面组织为生成作为总容积流速的函数的较低声音的动态。

[0273] 可以通过一个或多个呼吸传感器检测使用者的呼吸。传感器可以置于歧管 6301 内部或歧管 6301 的表面上。传感器可以置于由喷嘴导致的人工因素例如真空信号最小地影响的位置中。传感器通常可以是延伸回到通气机中并且与通气机控制系统连通的压力检测端口和检测管腔。然而,传感器也可以是其它类型的,例如热、声、振动、气体组成、湿度和力或其任意组合。传感器可以用于测量呼吸压力,但是也可以用于测量呼吸气流或其它呼吸相关的参数例如声音或气体组成。可以有歧管内部的呼吸传感器和歧管外部的呼吸传感器的组合。感应元件可以与歧管是一体的或者在通气机中。可以有两个呼吸传感器,每个鼻孔一个,或者只有单个呼吸传感器。对于一个鼻孔可以有多个呼吸传感器,例如吸气呼吸传感器和呼气呼吸传感器。呼吸传感器也可以用于测量气流和气体容积,例如通气机传输的气体和自主呼吸气体的吸入和呼出流速和吸入和呼出潮气气量。除呼吸检测之外,设备也可以包括气体组成传感器例如端-潮气 Co_2 传感器和氧传感器。 Co_2 是一个进行测量和响应的有用的临床参数,并且也可以用作附加的呼吸检测器、呼吸暂停检测器、泄漏检测器和接口装配检测器(特定的特征 CO_2 信号可以表示接口的适当或不适当的装配和布置)。氧气检测可以是进行测量的一个有用参数并且可以用于确定由系统向病人传输的 FI_{O_2} 并且因此可以用作测量参数并且进行通气机调节来实现期望的 FI_{O_2} 。

[0274] 不幸的是,没有如上所述的实施例,鼻接口会因为喷射泵原理而生成不希望量的噪音。喷射泵已知会由离开喷嘴的气体速度生成噪音,并且周围空气会由喷嘴夹带。在本发明的一些应用中,例如当使用者在公开场合下,或者希望安静的环境时,或者当在睡眠期间使用时,可能会希望具有尽可能小的声音。将喷嘴置于外管或歧管内部可以助于降低喷嘴的噪音,例如从 25-35db 降低至 15-25db。然而,还有附加的方式来进一步降低由本发明的鼻接口生成的噪音,如图 64A-65 所示。

[0275] 图 64A 显示了用于进一步降低噪音的实施例的横截面示意图。显示了一半的鼻接口,例如左侧或右侧。气体传输管嘴 6801 显示为放置成平行于呼吸孔 6803 而非同轴的。为了该发明的目的,平行是指气流方向。同样地,图 64A 的平行位置是指从管嘴 6801 传输的通气气体的平行流动和经过呼吸孔 6803 夹带的环境空气的流动。该配置可以允许装置完成三件重要的事情。第一,它允许鼻接口尽可能地小,因为喷嘴并没有妨碍自主呼吸路径。如果喷嘴在自主呼吸路径中,围绕喷嘴的区域可能就必须更大以补偿管嘴,这样流程就不会形成得太有抵抗力。第二,平行孔可以允许远离嘴引导气流。第三,平行于管嘴定位孔可以降低由管嘴 6801 生成的声音。外管 6805 可以是鼻垫或者可以是歧管。图中的外管 6805 显示为是直的,但是它可以是直的或弯曲的。

[0276] 在图 64B 中,显示了辅助气流孔 6807。该辅助孔 6807 可以允许呼气期间或者当气流沿着管或歧管中的两个方向移动时的第二气体出口通道。

[0277] 图 64C 显示了具有内管 6811 的可选辅助气流孔 6809,其中气体通道与主气流通道同轴。当本发明用于连续地向病人传输气体时,或者当气体在呼气例如生成 PEEP 期间传输

时,该实施例尤其有用。在这些情形中,气体可以同时沿两个方向即沿吸气方向和呼气方向在歧管或外管中流动,由于混合,这会增大由喷射泵生成的声音。辅助气体路径可以允许沿呼气方向移动的大量气体移动经过辅助路径,这会相当大地降低噪音,例如从 1 米处 30db 降低到 1 米处 15db。辅助气体流路可以是狭缝、孔的图案或槽。除所示实施例之外,低轮廓消音器可以罩盖部分歧管,如此前所述。

[0278] 图 64D 显示了在孔 6815 处并且可选地在外管 6805 或歧管内部具有过滤器 6813 的实施例。一部分呼气气流可以流经过滤器 6813,而过滤器 6813 可以收集呼出的空气中的一些湿气。当喷嘴沿吸气方向传输空气时,收集的湿气可以由喷嘴夹带。因此,该配置可以有助于对病人再循环湿度以助于保证病人的气道保持潮湿。过滤器 6813 也可以用作声音降低材料,在该情形中过滤器 6813 可以覆盖整个孔,并且可以比湿度收集过滤器具有更小的抵抗力。另外,过滤器 6813 可以用作微粒过滤器,以防止夹带将环境灰尘和微粒导入使用者的歧管和气道。也可以使用呼吸 / 夹带孔的凹槽入口 6817,这可以进一步降低由鼻接口生成的噪音。凹槽尺寸可以通过生成低摩擦边界层而助于降低由夹带的空气生成的声音。另外,孔处的表面可以是浅凹的以进一步生成低摩擦边界层来降低声音。

[0279] 图 65 描述了本发明的一个替代实施例,其中管嘴 6901 可以相对于外管 6903 或歧管的轴向中心线成角度。在这种情形下,夹带 / 呼吸孔 6905 可以与喷嘴 6901 同轴而不是平行;然而,它也可以是平行或是两者。使管嘴 6901 成角度进入外管或歧管的壁可以比夹带性能的损失以更大的比值降低由喷射泵生成的声音。例如,30 度的角度可以减少下游压力生成大约 10-25%,但是可以降低系统生成的声音大约 25-75%,这在许多情况下是优选的折中。

[0280] 图 66-68 描绘了图 59 中所描绘实施例的版本。

[0281] 图 66 描述了其中歧管夹带 / 呼吸孔 7001 可以位于歧管 7003 的横向端部的实施例。喷嘴 7005 可以设置得侧向于孔 7001。喷嘴 7005 可以设置在外管 7007 内部或是不设置在外管 7007 内部。喷嘴 7005 可以接收来自通气机经由气体传输管路 7009 的通气气体。歧管 7003 可以使用软鼻枕 7011 与病人的鼻孔接触。歧管 7003 可以分成由刚性、半刚性或柔性构件 7013 连接的左侧和右侧。一个或多个检测管腔 7015 可以测量病人的呼吸。一个或多个检测管腔 7015 可以在鼻枕内以改善信号。

[0282] 图 67 显示了其中歧管 7101 可以包括左弯曲套管 7103 和右弯曲套管 7105 的实施例。套管 7103、7105 可以使用可调节的中间连接器 7107 彼此连接,该中间连接器 7107 可以允许两个套管之间的间隔调节并且允许套管的远端的枢转或回转以助于将套管远端处的垫对准使用者的鼻孔。管嘴 7109 可以通向环境。图 68 显示了具有鼻枕 7201 的图 67 的歧管 7101 的后视图。图 69 显示了图 67 的歧管 7101 的前视图。

[0283] 图 70 显示了其中歧管 7401 可以在从左到右的长度中更短以减小鼻接口的尺寸和轮廓的实施例。管嘴 7403 置于鼻子侧面并且鼻枕 7405 与鼻孔接合。图 71 显示了图 70 的歧管 7401 的后视图。图 72 显示了图 70 的歧管 7401 的前视图。

[0284] 图 73 显示了其中歧管 7701 在歧管 7701 的后侧上具有至少一个展平部分 7703,这样歧管 7701 就平压在皮肤的表面上以助于将歧管 7701 稳定在使用者上的适当的位置中的实施例。另外,歧管 7701 的上侧的气流开孔 7705 可能不包括管状伸出部。在本实施例中,气流开孔 7705 可以与鼻孔连通或直接地紧密接触鼻孔。图 74 显示了图 73 的歧管 7701 的

后视图。图 75 显示了图 73 的歧管 7701 的前视图,该歧管 7701 具有喷嘴 7731、气体传输管附件 7733 和呼吸孔 7735。

[0285] 图 76 显示了其中歧管 8001 在从顶部到底部尺寸上更狭窄以尽可能使歧管 8001 远离嘴的实施例。图 77 显示了图 76 的歧管 8001 的后视图。图 78 显示了图 76 的歧管 8001 的前视图。

[0286] 图 79 显示了包括歧管 8301、在歧管 8301 的上侧以紧密接触鼻孔的管状伸出部 8303 和与鼻孔和管状伸出部对准的歧管 8301 的下侧上的夹带 / 呼吸端口 8305 的实施例。夹带 / 呼吸端口 8305 也可以位于歧管 8301 的前侧或前 - 下侧。如图 81 所示,气体传输管嘴 8501 可以置于歧管内管状伸出部下方某处。图 80 显示了图 79 的歧管 8301 的前视图。图 81 显示了穿过图 80 的歧管 8301 的线 A-A 的横截面。

[0287] 图 82-99 描绘了本发明的另一个实施例,其中来自气体传输喷嘴的气体经过外管导向鼻孔,这样管嘴和外管的组合就界定了喷射泵配置。

[0288] 图 82 显示了其中两个管 8601、8603 在它们的远端 8605、8607 处紧密接触鼻孔并且侧向和向下地远离鼻孔弯曲的实施例。气体传输管嘴可以放置成管嘴在管中的近端开孔处、附近或是内部。管嘴可以在近端开孔处进入管中,如图所示,或可以穿过管的侧壁进入管。气体传输管嘴可以装接至延伸至通气机的小套管。管的内径和管嘴和管之间的环形间隔可以尺寸设计成匹配鼻子的气流阻力,或是增大最大值 10% 的阻力。这可以通过加宽管中设置了管嘴的管的区域并且通过使管中小于鼻子通道的有效内径的部分的长度减小到最低来实现。套管还可包括管腔用于管内的压力检测,这样就可以测量鼻呼吸压力,并且该检测管腔可以延伸得比气体传输管嘴尖端更靠近鼻孔入口。两个管 8601、8603 可以弯曲以将近端开孔和气体传输管嘴指引至鼻子的侧面远离嘴的中心。因此,使用者能够使用在应用疗法的时候将他们的嘴用于正常的功能,这是因为进入和离开管的气流不会妨碍到嘴。管通常可以与允许管的间距调节或管的角度调节的互连构件连接在一起。管和或互连构件可以具有装接至后侧的垫以相对于鼻孔正确地间隔和对准管,如下文所述。管曲率可以成形为优化对使用者的便利性并且使设备稳固到使用者的脸上以避免无意的移动。设备可以由连接至互连构件或管的带 8609 固定到脸上。或者,装接至气体传输管嘴的套管可用于将设备固定到脸上。管的近端开孔或者可以包括消音器以减少抑制声音,并且管嘴 - 管关系可以包括几何形状、材料和表面特征以减少声音生成,如此前所述。

[0289] 外管 8605、8607 可以尺寸设计成接触鼻孔的内壁。外管可以径向地膨胀以允许它配合鼻子尺寸的范围,或者可以是锥形的以配合尺寸的范围或者可以是固定的尺寸。外管也可以多个尺寸提供用于使之适合一定范围的解剖学尺寸。外管可选地使用顺应性的可压缩材料围绕,该可压缩材料在插入鼻孔时压缩,这样外管就由少量干扰张力例如小于 0.51bs 的张力保持在鼻孔中适当的位置。

[0290] 在图 82 所示的实例中,外管显示为弯曲的以将离开的气体导入解剖学上正确的通道。为了简化,图全部显示为具有喷嘴并且外管具有直的中心线,或者在视图中中心线是直的,然而,应当指出,直的描述仅仅是示例性的,并且喷嘴和外管可以是直的、有角度的或弯曲的或其组合以优化装配和气流动态。后续说明中描述了喷射泵特征、形状和尺寸的附加细节。

[0291] 图 83-85 显示了穿过图 82 中描述的鼻接口的示意横截面的各种实施例,分别表示

管嘴与管的近端开孔邻近、远离或共面。为了简化,横截面显示为直的,然而,该结构优选是弯曲的,如图 82 中的等角视图所示。另外,外管可以从前面到后面是弯曲的或者有角度的以匹配鼻孔的角度。

[0292] 图 83 显示了可以形成在鼻孔边缘和开孔 8701、鼻孔壁 8703、鼻孔孔 8705 和 / 或鼻中隔 8707 中的喷射泵入口和夹带区域 8709。在图 83 中,鼻接口 8711 可以包括在外管 8715 外面的喷射泵管嘴 8713。外管 8715 可以具有喷射泵喉管 8717 和喷射泵扩散器 8719。

[0293] 在图 84 中,当管嘴 8713 部分地插入外管 8715 中时,夹带腔室 8709 可以形成在管嘴 8713 和外管 8715 之间。如图 84 中所示,外管 8715 可以尺寸设计成它小于鼻孔,因此能够使病人呼吸外管外部以及通过管的内部的自主空气。在所示实例中,喷嘴远侧尖端可以置于外管内部外管内径从入口过渡到喉管的过渡区域中。喷嘴尖端位置可以位于该过渡区域的任何地方,包括与入口共面、并且与喉管区域的开头共面,或者喷嘴尖端可以邻近入口。

[0294] 在图 85 中,管嘴 8713 的尖端可以基本上与外管 8715 的近端齐平。如图 83-85 中的横截面示意图中所示,外管 8715 可以包括喷射泵入口和喉管。病人可被允许通过外管自主地呼吸室内空气。喷射泵的夹带区域 8709 可以是邻近外管近端的区域。外管可以整体地或部分地插入鼻孔中。外管也可以用来相对于鼻孔对准喷嘴和总喷射泵,并且也可以用来将接口放置和固定到病人的鼻子和脸上。如图 85 中所示,外管可以在其远端包括加宽部以起到喷射泵扩散器的功能。扩散器可以助于生成分层的气流出口轮廓,并且提高喷射泵的效率 and 总功率。在所示实例中,管嘴远侧尖端可以与外管入口共面,然而,远侧尖端可以放入其它位置,包括邻近入口和凹进外管内部。

[0295] 图 86-93 显示了本发明的另一个实施例。

[0296] 图 86 显示了鼻通气接口 9000 的总体视图。接口 9000 可以包括通气机连接器 9001、气体传输管路部分 9003、套管部分 9005、设计成置于鼻孔入口处、中或邻近的远端部分 9007、在总组件的远侧尖端处或附近的套管喷嘴 9009、围绕套管喷嘴的远侧尖端同心的可选外管 9011,如图所示,或可替换的歧管、在远端处的附件和定位垫 9015、在远端处调节远端套套管嘴 9009 的位置和角度并且调节相对于鼻孔开孔位置的调节构件 9013 以及自主呼吸传感器 9017。

[0297] 图 88 描述了图 86 中所示的鼻接口 9000 的远端的更详细的侧视图。套管喷嘴 9009 可以位于外管 9011 内部或与之同心,如此前所述,或者不位于外管 9011 内部或与之同心。压力或流量检测端口 9201 可以位于套管 9005 中靠近管嘴 9009 的远端 9007 上,并且气流或压力传感器 9017 可以位于外管 9011 上外管的内壁或外壁上。流量检测端口 9201 可以与一个或多个检测管腔 9107 连通。扩散器 9205 可以位于外管 9011 的远端。套管 9005 和 / 或外管 9011 可以装接至附件和定位垫 9015,并且附件和定位垫 9015 可以包括向上延伸并且用于将组件的远端适当地低于鼻子并且可选地略微在鼻子内放置的鼻孔定位翼片伸出部 9019。头带 9021 可以提供来将总组件固定至头部和脸,并且它通常连接至附件和定位垫,虽然它也可以装接至套管或外管。

[0298] 图 87 描述了图 86 和 88 中的线 A-A 处所示的鼻接口的套管的示例性横截面。显示了可选特征,例如第二检测管腔 9101 (在该情形中两个检测管腔用于获得气流,或者在该情形中两个检测管腔用于校正文氏管效应或者作为冗余)、湿度传输管腔 9103、药物传

输槽 9105、在使用单独的管执行呼吸检测的情形中置于套管外部的检测管 9107 和用于附加的呼吸感应元件例如压电、热传感器或其它类型的感应元件的输电线 9109。通气气体传输管腔 9111 可以在外管 9011 内部。

[0299] 图 89 显示了鼻接口的远端的一个可选实施例的前视图。套管或管嘴 9301 的远端可以使用槽或托架连接至外同心管 9303 以使管嘴 9301 对准外同心管 9303。管嘴远侧尖端 9301 显示为同心地在外管内部,然而,它们可以与外管入口共面或是邻近外管。互连的长度调节耦合器 9305 可以将两个外管装接在一起。耦合器 9305 可以被调节以设置外管之间的间隔为期望的尺寸以适合各个使用者的解剖学结构。连接垫 9307 可以装接至套管-外管-耦合器组件。耦合器与外管之间的附件可以包括回转接头 9313 以在至少一个平面中旋转或调节外管的角度,这样外管就可以适当地匹配个人的解剖学结构、优化装配、舒适性和功能。外管的角度也可以被调节以轻微地挤压鼻中隔以助于将组件固定在使用者的鼻子中的适当的位置。头带或头部紧固件 9309 可以将组件的远端紧固到使用者的头部和脸上。带或紧固件 9309 可以是织物、塑料或金属材料或其组合。在该实施例和其它实施例中,套管 9311 可选地由刚性或半刚性管状材料构成,它们也可以扮演头紧固件的角色。刚性或半刚性材料可以装接至外管,这样管嘴就会按照希望相对于外管放置。半刚性管状材料可以是例如刚性塑料例如尼龙或从通气气体传输软管延伸到管嘴的远侧尖端的金属合金。部分套管可以衬有软性材料例如织物或泡沫以使得压在皮肤上是舒适的。套管连接槽 9331 可以将套管 9311 与外管 9303 或连接垫 9307 连接在一起。外管 9303 可以包括喷射泵扩散器 9315、喷射泵喉管 9317 和喷射泵进气室 9319。

[0300] 图 90 显示了鼻接口的远端的一个可选实施例的前视图。套管 9401 可以使用槽或托架连接至外同心管 9303,并且管嘴 9301 可以包括在套管 9401 的远侧尖端处。管嘴远侧尖端 9301 显示为同心地在外管 9303 内部,然而,它们可以与外管入口共面或是邻近外管。互连的长度调节耦合器 9403 可以将两个外管装接在一起。耦合器 9403 可以被调节以设置外管之间的间隔为期望的尺寸以适合各个使用者的解剖学结构。可选地为耦合器的伸出部的头部紧固件 9309 装接至外管并且可以用于将组件装接至头部和脸上。头部紧固件 9309 也可选地包括连接至套管 9401 的部分。

[0301] 图 91 描述了鼻接口的远端的一个可选实施例的前视图,该实施例类似于在图 89 和 90 中描述的实施例。呼吸检测端口 9501 和管腔 9503 可以包括在外同心管 9303 中。管腔 9503 可以与外管的结构是一体的,或者联接到外管上,或者可以是单独的管。检测管腔 9503 可以用于测量由病人的自主呼吸生成的压力或流量信号。此外或是可选地,传感器 9505 可以置于外管外部某处,如所示实例中那样置于耦合器 9507 上。传感器可以是热传感器或随后描述的一些其他类型的感应元件。在所示实例中,传感器将置于鼻孔外部的下面,然而,传感器可以是设置在鼻孔内部或是直接设置的鼻孔入口处。或者,一个鼻孔可以用于检测而另一个鼻孔用于气体传输。传感器可以通过传感器线 9509 和/或传感器管 9511 通信读取。套管 9513 可以传输通气气体。

[0302] 图 92 和 93 描述了鼻接口的远端的喷射泵 9601 部分的一个可选实施例。在图 92 中显示了喷射泵的全等角视图,并且图 93 描绘了喷射泵的各个部分。在本实施例中,喷嘴 9701 可以由如图所示的连接和对准托架 9705 或直接连接或通过另一个组件例如此前所述的附件垫物理地联接到外管或喉管 9703 上。套管 9707 可以通向入口 9709。入口 9709 可

以通向喉管入口 9711、喉管 9703 和扩散器 9713。喷嘴尖端内径可以具有多种几何形状。例如,它可以具有受限制的直径以增大在尖端处的气流线速度,或者可以在至少 3-5 倍的内径的距离上包括均匀的内径,或是可以扩口。管嘴和外管或喉管的组件可以通过多种方法紧固到鼻子和脸上:例如,喉管可以通过干涉配合或摩擦配合插入鼻子中,并且管嘴由喉管的位置放置和对准。或者,喉管可以由此前所述的附件垫保持在适当的位置,或者可以由脸或头带保持在适当的位置,例如装接至垫或喉管并且可以延伸至头部的后面和 / 或顶部的带。或者通向管嘴的套管可以由使用延伸到头部的后面和 / 或顶部的带或紧固件紧固到套管或附件垫保持在适当的位置并且紧固到使用者上。也可以使用在其它地方描述的其它附件配置。喷射泵特征的尺寸值可以取决于病人大小、所选的通气机流量和压力输出、病人类型、疾病和期望的疗法的级别改变。

[0303] 图 94 和 95 显示了一个替代实施例,其中气体传输管嘴提供在包括顺应性鼻孔插头 9803 的歧管 9801 中。歧管 9801 可以包括多个夹带 / 呼吸孔 9805。气体传输管嘴可以放置成将气体经过鼻孔插头直接导引到鼻孔中,或者可以放置得横向于鼻孔插头,在该情形中,歧管可以包括从气体传输管嘴向鼻孔插头弯曲的弯曲气体流路。

[0304] 图 96 和 97 显示了另一个实施例,其中气体传输管 10001 可以装接至歧管 10003 上的歧管 10003 的中间部分以大致将气体传输管嘴与鼻孔插头对准而不是气体传输管装接至歧管的侧面。歧管 10003 的侧面 10005 包括通向环境空气的开孔 10007。

[0305] 图 98 和 99 显示了其中接口的远侧尖端包括内管嘴和同心外管喷射泵配置的实施例。图 98 显示了该实施例的侧视图,其中鼻接口 10201 包括同心内管和外管 10203,在该情形中外管可以尺寸设计成接触鼻孔的内壁。外管可以径向地膨胀以允许它配合鼻子尺寸的范围,或者可以是锥形的以配合尺寸的范围或者可以是固定的尺寸。在图 99 中,外管 10203 显示为弯曲的以将离开的气体导入解剖学上正确的通道。其它配置也是可能的。

[0306] 外管也可以多个尺寸提供用于使之适合一定范围的解剖学尺寸。外管可选地使用顺应性的可压缩材料围绕,该可压缩材料在插入鼻孔时压缩,这样外管就由少量干扰张力例如小于 0.51bs 的张力保持在鼻孔中适当的位置。

[0307] 图 100 和 101 显示了其中低轮廓鼻接口 10401 可以装接至鼻子的外部的实施例。鼻接口 10401 可以起到两种功能:第一,鼻接口 10401 可以用于将鼻接口 10401 连接到脸上,并且正确地放置和定位套管 10403,并且第二,鼻接口可用于在传输通气气体时防止鼻孔壁的膨胀,在此情形中传输的是高级别的疗法。除鼻接口之外,当嘴呼吸者在睡眠时使用该疗法时(未显示),嘴密封可以用于本发明,或使用头带保持嘴闭合。鼻接口 10401 可以具有壳 10405、管嘴 10407、耦合器 10409、气体传输管路 10411 和 / 或连接器 10501。

[0308] 表 3 提供了用于本发明的各种实施例的示例性尺寸和材料。这些仅仅是示例性的并且可以针对不同的情形使用其他尺寸和材料。

[0309] 表 3:本发明的示例性尺寸、值和材料

[0310]

特征	范围	优选范围
尺寸		
气体传输软管, ID (mm)	2.0-7.0	2.5-4.5
气体传输软管, 长度(ft), 带着可佩戴系统走动	2-6	2.5-4
气体传输软管, 长度(ft), 带着不动系统走动	20-75	40-60
气体传输软管, 长度(ft),	4-15	6-10
套管, ID (mm)	0.5-5.0	2.0-3.0
套管长度(in)	5-20"	8-12"
喷嘴, ID (mm)	0.25-2.0	0.05-1.75

[0311]

喷嘴, 长度 (mm)	1.0-30	4-12
喷嘴到鼻子的距离, 歧管设计中的喷嘴 (mm)	5-60mm	15-40mm
喷嘴到鼻子的距离, 外管设计中的喷嘴	5-60mm	5-50mm
喷嘴到鼻子的距离, 自由空间设计中的喷嘴 (mm)	2-40mm	5-30mm
歧管长度 (mm)	20-160mm	30-80mm
歧管喉管的横截面面积 (in ²)	.015-.080	.025-.050
歧管枕开孔横截面面积 (in ²)	.040-.120	.065-.105
歧管压力检测管路直径 (in)	.015-.055	.025-.045
歧管呼吸孔横截面面积 (in ²) 应该为歧管喉管面积的 1.125 至 3.0 倍, 优选为 1.75-2.25 倍	.035-.095	.050-.080
歧管声音降低回风孔的横截面面积 (in ²) 应该为歧管呼吸孔尺寸的 1/10 到 1/4	.002-.050	.005-.020
歧管呼吸阻力 (cmH ₂ O @ 60 lpm)	1-4	1.5-2.5
呼吸阻力, 外管设计 (cmH ₂ O @ 60 lpm)	1-4	1.5-2.5
呼吸阻力, 自由空间设计, 到鼻子的距离 (cmH ₂ O @ 60 lpm)	0-2	0-1
呼吸检测端口, 自由空间设计, 到鼻子的距离 (mm)	5-10	2-5
呼吸检测端口, 歧管或外管设计, 到鼻子的距离 (mm)	5-30	0-20
外同心管, OD (mm)	5-20	8-14
外同心管, 入口最大 ID (mm)	3-12	5-8
外同心管, 入口长度 (mm)	4-15	6-12
外同心管, 喉管 ID (mm)	3-12	5-9
外同心管, 喉管长度 (mm)	3-20	8-12
外同心管, 扩散器出口 ID (mm)	3-12	7-11
外同心管, 扩散器长度 (mm)	2-10	6-10
喷嘴尖端和泵入口之间的间隔 (+值=近似; -值=凹进的。泵入口可以是外管, 或者是鼻孔边缘)	30mm 到 -15mm	10mm 到 -5mm
连接和定位垫; L×D×H (mm)	20-80×1.0-10.0×6-35	40-60×3.0-6.0×12-24
耦合器, L	5-25mm	7-10mm
耦合器调节范围	6-25mm	8-10mm
喷嘴和/或外管之间的前平面的角度调节	平行于 45 度的夹角	5-20 度的夹角
材料	类型	优选的
气体传输软管	PP、PE、PS、PVC	PE

[0312]

套管	PU、PVC、硅树脂	PVC、硅树脂
歧管	PVC、硅树脂、PU、PE、聚砜	PVC、硅树脂
喷嘴	金属、聚醚酰亚胺、尼龙、LCP、PVC、PC、ABS、PEEK	PVC
外同心管或枕	PVC、硅树脂、PS	硅树脂
连接和定位垫	硅树脂、泡沫	硅树脂
耦合器	金属、尼龙、PVC、硅树脂	金属和硅树脂
歧管气体容积（立方英寸）	. 050-. 400	. 075-. 200

[0313] 所列的尺寸是示例性的并且用于平均尺寸的成年人；小儿尺寸小 20%，新生儿尺寸小 50%。

[0314] 所列的直径是有效直径（平均横截面尺寸）

[0315] 本发明的各个实施例可以具有可变的技术细节和参数。下列是可以使用的技术细节和参数。这并非意味着限制性的，而是仅仅用于示意性目的。

[0316] 对于位于自由空间中喷嘴，例如图 8-58 所示的喷嘴，可以应用下列：

[0317] 1) 尺寸 / 关系

[0318] a. 喷嘴 17201 直径和从鼻孔开孔 17203 的距离可以提供为喷嘴轮廓 17205 在进入鼻孔开孔 17203 时基本上与鼻孔开孔 17203 具有相同的直径，参见图 166。

[0319] b. 喷嘴 17201 优选地可以与鼻孔 17203 同心放置用于最大的性能，虽然该配置可能会在一些情况下增大噪音。

[0320] 2) 材料

[0321] a. 为了病人舒适可以使用半刚性弹性体。

[0322] b. 由这些配置生成的大部分声音来自高速喷嘴与鼻孔开孔处的低速夹带空气的混合。材料选择最可能不会影响声音。

[0323] 3) 出口速度

[0324] a. 出口速度优选地是最大化的声速流以生成尽可能大的喷嘴流速。限制可以包括通气机源压力限制和峰值传输流量要求。

[0325] 4) 夹带 / 流量放大

[0326] a. 在这些配置中，总流量可以是增流的四倍或更多。

[0327] 5) 压力生成

[0328] a. 已经观测到大约为 17cmH₂O (@ 吸气流量) 的值。

[0329] 6) 检测端口

[0330] a. 检测端口可以尽可能邻近鼻孔开孔。

[0331] 优选地,面罩可以略微封闭鼻孔开孔,这样位于闭塞与鼻孔开孔之间的检测端口就可以检测到由于呼吸努力期间由于闭塞导致的压力下降。

[0332] 对于同轴地设置在鼻枕中的喷嘴,例如图 59-81 中所示的喷嘴,图 167 显示了喷嘴 17301 相对于鼻枕直径 17303 的潜在定位。在进入鼻枕 17303 中时,喷嘴轮廓 17305 可以基本上与鼻枕 17303 具有相同的直径。

[0333] 对于同轴地在鼻子侧面的歧管内的喷嘴,例如图 82-99 中的那些喷嘴,可以应用下列:

[0334] 1) 尺寸 / 关系

[0335] a. 喷嘴直径 17401 和从喷嘴到喉管部分 17403 的端部的距离可以设计成喷嘴轮廓 17405 基本上等于喉管部分入口处的喉径,如图 168 中所示。另一个可接受的极端是当喷嘴直径 17501 和从喷嘴到喉管部分 17503 的端部的距离设计成喷嘴轮廓 17505 与喉管就要离开喉管部分时具有基本上相同的直径,如图 169 中所示。

[0336] b. 喷嘴可以与喉管同心地放置以具有最大性能,虽然该配置会比其他配置的声音更大一些。

[0337] c. 喷嘴可以置于切线附近和小角度处用于最大的噪音衰减而不会显著降低性能。

[0338] d. 喉管部分的路径可以是相当直的而不会在面积和方向中有显著变化。这可以应用直至其中喷嘴剖面面积等于喉管直径的位置。在该临界点之外,几何形状可以是更组织的 (organic)。

[0339] 2) 材料

[0340] a. 为了病人舒适可以使用半刚性弹性体。

[0341] b. 半刚性弹性体也可以助于减弱在鼻接口的歧管部分中生成的任何噪音。

[0342] 3) 出口速度

[0343] a. 出口速度优选地可以最大化流速以生成尽可能大的喷嘴流速。对该规则的限制可以是通气机源压力限制和峰值传输流量要求。

[0344] 4) 夹带 / 流量放大

[0345] a. 在这些配置中,总流量可以多达增流的四倍。

[0346] 5) 压力生成

[0347] a. 已经观察到 25cmH₂O (@0 吸气流量) 的值,但是 30cmH₂O 或更高的值也是可能的。

[0348] 6) 检测端口

[0349] a. 检测端口可以设置在面罩中的夹带开孔和鼻枕之间。夹带开孔可以提供压差供检测端口进行测量。

[0350] b. 如果喉管部分配置成向下变窄用于增大的加压能力,那么就优选将检测端口置于该缩颈和鼻枕之间。这可以增大可用于检测端口的压差。

[0351] 在本发明的各个实施例中,鼻接口可以具有基本上比呼吸传感器更远离鼻子的通气体喷嘴。更远离呼吸传感器的喷嘴可以允许改善的气流剖面进入鼻子,而仍然允许精确和敏感的呼吸测量,因为传感器更靠近鼻子的入口和出口。

[0352] 鼻接口通常在成套组件中提供。例如,可以提供两个长度的气体传输软管、3-5 种

尺寸的外管和 2-3 种尺寸的歧管组件,这样使用者就可以选择适合他或她的解剖学结构的尺寸,并且将组件装配成完整的组件。

[0353] 图 102 是描述具有无创开放式鼻接口 10600 的本发明的示例性系统的框图。通气机模块 10601 可以包括几个其它附件或功能模块或是与之连通。可以包括发射器 10603 以向远程位置传递关于病人、病人的疗法和通气机性能的信息用于检查、分析、远程干预、双向通信和归档。例如,可以监视和评价病人对疗法的顺应性或疗法的利用。重要信息可以是趋势化的,例如病人的呼吸速率、I : E 比或呼吸深度。而且,信息可以发送至通气机,例如对设定变成以滴定通气机输出来满足病人的需要。

[0354] 可以包括内部或外部加湿器 10605 用于疗法的延伸使用,或者用于在干燥气候中使用时。除氧气源 10607 之外,可以包括压缩空气源 10609,压缩空气源 10609 通常在外包装接至通气机模块 10601,然而可选地可以在内部装接至通气机模块 10601,如果疗法用于固定使用的话,例如在家中使用时。可以包括混合器 10611 以控制气体传输管路 10613 中部分传输的氧气,并且可以使用脉动血氧计 10615 从而确定正确的混合器设置从而实现适当的氧饱和。脉动血氧计也可以用于滴定通气机系统的其他设定以符合病人的生理需要。除了氧气和空气的压缩供应之外,通气机可以包括内部或外部空气和氧气生成系统 10617 例如压缩机、泵或鼓风机来生成压缩空气,和氧气发生器和 / 或泵来生成增压氧气,和压缩气体蓄积器。氧气源也可以是液体氧气或液体氧气生成系统。因为该疗法频繁地用于助于日常生活的活动并且用于促进活动,所以可以在通气机模块 10601 内部或外部可以包括计步器 10619 和 / 或腕动计传感器 10621。也可以包括 CO₂ 传感器 10625 和 / 或另一个外部传感器 10637 和 / 或呼吸传感器 10643。也可以存在 CO₂ 检测管路 10639 和 / 或气道压力检测管路 10641。可以包括外部呼吸传感器或呼吸努力传感器 10627,例如呼吸肌肉努力传感器、胸部阻抗传感器 10635 或其它类型的传感器例如气管或其它传声器或振动或声学或超声波传感器。外部传感器用作鼻气流或鼻压力传感器 10629 的冗余传感器,或者补充从鼻气流传感器获得的信息,或是代替鼻气流传感器。可以在通气机 10633 内部或外部包括药物传输模块 10631。因为面对当前雾化的药物传输吸入器的挑战,该系统可以用于将药物颗粒推动和沉积到呼吸系统的深处而不使用载体推进剂。因为使用该疗法的病人通常需要处方药物,所以这是复用药物的便利的和高效的方法。

[0355] 当该疗法用于呼吸支持时,使用者可以具有两个选项:(1) 佩戴或携带通气机这样使用者就可以走动或是享受日常生活的活动,或者(2) 固定使用,如果病人打算不动或者不具有走动的能力的话。对于后者,可选地以 25-100 英尺的长度提供传输管路,这样气体源和通气机就可以在病人的家里不动,而病人仍然可以在佩戴接口并且接受疗法时在他们的家里来回移动。或者气体源可以是不动的,并且使用 25-100 英尺的软管连接至通气机,这样病人可以佩戴或携带通气机并且在软管的范围内活动。

[0356] 图 103 描述了当本发明预计用于医院或公共机构使用时的可选实施例,其中气体传输管路 10701 可以连接至混合器 10703,且混合器 10703 从医院增压的气体供应中接收增压的氧气和压缩空气,例如来自装接至壁 10709 的系统的压缩氧气 10705 和压缩空气 10707。气体供应可以从混合器 10703 传递到流量控制 10711。可能存在气道压力检测管路 10713。开放式接口 10715 可以包括开放式鼻接口、ET 管接口、开放式口腔接口和 / 或开放式经气管接口。在其中移动性不那么重要的该应用中,系统可以装接至外壳气体供应,并且

在呼气期间可以交付更高级别的疗法以及 PEEP 疗法。所有这些不同选项的不动使用和活动使用可以应用于前述的各种不同的接口技术。

[0357] 在使用本发明描述的疗法时,有时传输湿度是有用的。湿度可以使用与通气机一体或是与之结合的潮湿发生器或者使用单独的加湿器提供。潮湿的空气或氧气可以通过气体传输管路的气体传输槽或是通过此前所述的气体传输管路中的另一个管腔或是通过单独的套管或管件传输。对于扩展使用,当病人希望不动时,加湿系统可以是不动系统并且能够传输相对高量的湿度,并且对于活动周期,病人可以不接受加湿,或者使用能够传输相对少量湿度的便携式加湿系统,这取决于尺寸和能量消耗约束。

[0358] 本发明中描述的疗法可以与多种气体源一起使用。例如,当治疗呼吸机能不全例如 COPD 时,所选的气体源是富含氧气的气体,例如来自压缩的氧气瓶或墙壁源、LOX 分配装置或氧气浓缩器。如果病人需要一些但是少量的 O₂,氧气和气源都可以用作通气机的输入,并且使用此前所述的混合器来滴定所需量的 O₂,无论是基于临床确定或是通过脉动血氧定量法或其它生物反馈信号。或者,通气机可以接收氧气或空气之一的压缩供应,并且另一种气体可以夹带到气体传输管路或通气机中。如果空气是被夹带的,它可以从室内空气中带入。如果氧气是被夹带的,它可以从例如氧气浓缩器或 LOX 分配器或氧气液化系统中带入。然而,对于睡眠呼吸暂停应用,可能不需要补充的氧气,并且因此通气系统使用压缩空气源或气体生成源。而且,神经肌肉疾病类似地仅需要空气。如此前所述,可以使用气体传输的组合,例如可以应用氧气的连续传输例如 2LPM 来提供适当的加氧,并且可以在吸气期间传输同步容积传输的气体以提供机械支持。该形式可以用于滴定所需的 FI_{O2} 和氧饱和度。对于治疗其它疾病和应用,可以通过混入传输的气体来传输其它治疗气体,例如氮-氧混合物、一氧化氮或空气、氧气、氮和一氧化氮的组合。

[0359] 为了将该新的通气疗法集成到现有的治疗范式中,可以使用可转换系统。特别地,病人接口可以模块化,这样病人就可以被施用传统的氧气疗法与典型的或略微修改的氧气鼻套管。然后,当希望将病人转换到该新的通气疗法时,附加的组件例如外同心管或歧管或呼吸检测端口可以添加至鼻套管以生成喷射泵设计并且将套管的远侧尖端适当地定位以实现本发明的功能而仍然保持呼吸检测。或例如,气体传输设备上的开关可以转换以将设备的输出从氧气疗法改变为该疗法,例如通过启动附加的呼吸检测功能、定时功能、波形功能和转换为所需输出幅值。通过适当的模块化和扩张口,本发明预期具有诸如设备的部分可以用于在白天使用时的 COPD 和睡眠期间的睡眠呼吸暂停的模块特征。

[0360] 虽然上文使用鼻接口描述了本发明的疗法,但是其它接口也可以包括在本发明中。在图 104 中,使用经口接口 10801 描述了该疗法。套管 10803 可以使用颈带 10805 固定到病人上。导管的尖端可以邻近嘴入口、与嘴入口共面或在嘴唇和奥 (awe) 线之间凹进嘴内。导管可以成形为沿着牙齿路线,可以到牙齿的颊侧或舌侧,或是穿过嘴的中心。导管可以放置成一部分导管搁靠舌部的上表面上,或者可以放置成一部分导管搁靠在硬腭的下表面上,在此情形中导管的远侧尖端可以远离腭并且朝向口咽气道成角度的或是向下弯曲。导管可以分叉这样就有左和右导管置于嘴的右侧和左侧上。导管可以与咬合块或护口器形成一体。导管可以很容易地插入病人的嘴并且从病人的嘴里除去。所有此前连同鼻接口描述的适当的细节都可以应用于该类型的本发明中使用的口腔导管。虽然图 104 中显示了口内导管或管嘴,但是本发明也可以是几乎不进入嘴里的管嘴,或者可以向鼻气道以及

口腔起到提供疗法的鼻-口面罩,且具有确定病人的嘴是否打开来按需调节该疗法的适当的呼吸传感器。

[0361] 图 105 显示了与 ET 管接口一起使用的实施例。该版本的接口可以助于在创伤性机械通气的撤机阶段期间使他们的病人走动的机构。移动在 ICU 通气机上的病人通常是非常麻烦的,因为病人必须具有多名医疗人员的辅助来沿着病人的侧面移动大而复杂的 ICU 通气机。在图 105 中,本发明可以用于助于病人行走,而同时从本发明中描述的通气系统和接口中接受适当的通气支持。在本实施例中,ET 管连接器可以包括用于通气接口的附件。病人可以通过保持打开的 ET 管近端连接器的近端自主地呼吸环境空气,而病人的自主呼吸会被通气系统、气体传输管路 10909 和导管接口 10901 高效地增强。可选地,另外,如果期望应用 PEEP,则可以包括特殊的 PEEP 阀 10903 用于连接至 ET 管 10905 的端部。特殊的 PEEP 阀可以包括单向阀,这样环境空气就可以由喷嘴 10907 很容易地带入 ET 管朝向病人的肺,但是还允许通过 PEEP 阀 10903 呼气而仍然保持期望的 PEEP 级别。病人还仍然可以通过 PEEP 阀、通过与 PEEP 阀形成一体或与之平行的吸气阀自主地呼吸室内空气。对于 PEEP 应用,可选地,本发明中使用的通气机可以通过在病人的呼气阶段传输具有适当波形的气体提供如此前所述的 PEEP。导管尖端可以略微邻近 ET 管近端连接器的近端开孔,或者可以与近端开孔共面,或者可以插入 ET 管中适当的深度,通常在中点附近然而也取决于系统的其他变量。可以调节深度以针对各种情形按照临床上的需要或病人耐受性优化夹带和性能或功能。本发明的该实施例中使用的 ET 管连接器可以具有特殊的独特配置,可以提供如此前连同鼻套管外同心管一起描述的所需喷射泵几何形状。该连接器可以包括喷嘴入口、喷嘴喉管和扩散器部分。或者,可选地,ET 管可以具有特殊配置,它包括有利于喷射泵性能的尺寸和几何形状。所有此前连同鼻接口描述的适当的细节都应用于该类型的本发明中使用的 ET 管导管接口。另外,通过包括涉及用于每个不同病人接口的相似的特殊 PEEP 阀,PEEP 可以包括在本发明中所述的其他病人接口中。

[0362] 图 106 是通气机 V 的组件去掉前面所述可选模块和附件的系统框图。通气机可以自包含电池和气体供应以能够使之由病人承受,这样病人就可以走动并且参与日常生活活动,这是由于他们从通气机接受的呼吸支持成为可能的,但是在通气机在一个可以很容易承受的包装中。

[0363] 图 107-164 更详细地显示了本发明的各种治疗方面。为了使本发明中描述的疗法更有效地滴定病人的需要,通气机系统可以执行分析以确定呼吸支持所需的级别。为了实现这一点,通气机可以滴定输出为病人的需要,例如在走动或活动期间,输出可以增大。或者,在自主呼吸测量的更高呼吸速率期间,输出可以增大。或者,在呼吸传感器测量的更高呼吸努力期间,输出可以增大。可以使用其它生物反馈信号。除输出增大或改变以满足病人的呼吸需要之外,通气机输出相对于病人的自主呼吸阶段的定时和输出波形可以改变以满足病人的舒适性和生理需要。例如,在锻炼期间,输出可以从具有上升波形的 75ml 下的早期传输改变为延迟触发,例如在开始吸气 100msec 之后开始且具有减速波形。

[0364] 当病人在开始治疗对话时装接上病人接口时,呼吸传感器可以用于确定接口的远侧尖端相对于病人的鼻孔的适当定位。例如,如果喷嘴和/或外同心管没有适当地对准,传感器可能会检测到比期望得低的夹带,或是检测到某一压力信号特征是错误的,并且信号可以启动警报以通过通气机用户接口或远程监视传达给病人、照料者或临床医生。一旦对

准和定位是适当的,警报可以禁止并且通气机可以通知病人、照料者或临床医生接口已经适当地放置。类似地,在治疗会话期间,如果在任何时候接口不正确地放置,传感器都可以检测到低夹带值或错误的特性信号,并且使用该信号,系统可以向病人、照料者或临床医生发送需要重新定位的通知或警报。夹带值的检测能够通过通过在喷嘴尖端附近包括流量或压力传感器或与同心外管结合实现,这可以记录经过感应元件或检测端口的夹带的环境气流运动,如此前所述。接口组件的特殊配置可以包括在至少一个其他传感器朝记录夹带的环境气流偏压时其中至少一个传感器朝病人的记录自主呼吸偏压的传感器位置。该配置允许系统区分自主呼吸和夹带,这样夹带就不会屏蔽呼吸信号。或者,传感器能够记录当通气机输出有效时主导的夹带,并且举例当通气机输出关闭时占主导地位的自主呼吸。

[0365] 图 107 描述了当本发明用于肺疾病或神经肌肉疾病应用时本发明可以如何有利地影响病人的呼吸功。病人的肺容量可以曲线表示为肺压的函数,曲线内部的面积表示功,通常以焦耳每升 (J/L) 表示,并且对于正常呼吸的成年人可以为 0.3-0.6J/L。对于呼吸受损病人,在休息期间需要 4-10 倍更多的功或者在努力期间需要更多功来克服组织的患病状态,例如在 COPD 的情形中克服静止和动态充气过度,或者在纤维化或 ARDS 的情况下克服高气道阻力。在所示曲线图中,压力轴下曲线内的面积是吸气 WOB,并且由压力线上方曲线内的区域界定的面积是呼气 WOB。箭头显示了单个呼吸随着时间的过去的循环,从 RV 开始到 VT,然后从 VT 返回 RV。RV1 和 VT1 是不使用该疗法的残余容积和潮气气量。RV2 和 VT2 是使用该疗法的残余容积和潮气气量。如可以看到的,RV 随该疗法而增大,因为在该实例中,呼气流量提供为本疗法的一部分,这可以增大残余容积。重要的是,VT 随着本疗法而增大并且比 RV 增大得更多,这表示更多容积由于该疗法而进入和离开肺。潮气气量的增大被认为是临床上有效的,然而在开放通气、无创和最低程度突出系统中实现在技术上存在挑战。如曲线图中所示,当本发明为 ON 时病人的吸气 WOB 可以比本发明为 OFF 时病人的吸气 WOB 小大约 25%。而且,吸气肺压增大(负值较小)并且潮气气量增大,并且可选地,如果在呼气期间提供该疗法,呼气压力会增大。虽然在所示实例中因为通气机在此实例中呼气阶段期间提供气体残余容积会增大,但是通气参数可以滴定为不影响残余容积,并且因为当接受该疗法时病人锻炼他们的肺肌的能力,病人的肺机构可能在 COPD 的情形中重塑,实际上导致残余容积减小为更正常的值。在所示曲线图中,具有该疗法的波形对通气机吸气阶段疗法输出采取早期吸气触发时间,并且容积输出在病人的吸气时间内传输。然而,可选地,可以执行能够调节 WOB 曲线的不同的传输波形和传输同步。例如,通气机吸气阶段疗法可以在人的吸气循环中较晚传输,且传输在吸气结束时完成,且使用正方形或上升波形轮廓传输。在这种情形下,使用该疗法的 WOB 曲线将向曲线的右侧向上倾斜,这样吸气就在肺压零轴上方的点处结束并且过渡到呼气。

[0366] 图 108 图形地显示了使用本发明的鼻接口在实际试验主体上实现的肺容量。使用本发明的实施例,潮气气量的平均值可以增大大约为 41%。

[0367] 图 109 图形地显示了使用本发明的鼻接口在试验主体上使用胸部阻抗带来测量和显示肺容量而实现的肺容量。在曲线图的左侧,虽然在自主呼吸时,主体接受本发明的通气,并且在曲线图的右侧上,通气疗法可以被断开并且主体可以自主地呼吸而没有通气疗法,显示了通气疗法在基线上方导致的显著增加,因此显示了 NIOV 如何增大肺容量。

[0368] 图 110 图形地显示了与传统的通气相比较在肺模拟器台模型上使用 NIOV 实现的

肺容量。在所有波形中,模拟病人在造成 245ml 的潮气气量的相同吸气努力下自主地呼吸,并且临床目标是将病人的潮气气量从 245ml 11001 增大到 380ml 11003。在曲线图中从左到右的第一波形 11005 中,病人的呼吸是未辅助的并且因此病人接受 245ml 的潮气气量。在下一个波形 11007 中,具有相同努力的模拟病人辅助以传统的封闭系统通气机,例如使用密封的呼吸面罩或翻边的气道管。通气机输出 11009 设置为一个级别从而实现 380ml 的期望的“辅助”潮气气量。通气机设置为 420ml 以实现该目标。在第三波形 11011 中,小泄漏导入传统的通气机系统中,例如在将病人切断通气机的情况下完成的那样。为了实现 380ml 的期望的“辅助”潮气气量,通气机现在必须设置为 705ml 11013。在第二和第三波形中,还可以看到,由病人的肺接受的所有容积源于通气机,而它必须存在于这些传统系统中。在第四波形 11015 中,病人辅助以 NIOV,并且可以看出,NIOV 通气机输出仅仅必须设置在 90ml 11017 处以实现 380ml 的期望的“辅助”级别。在这种情形下,380ml 潮气气量中仅仅一些来自通气机,并且 380ml 中的相当部分来自夹带和自主吸入的环境空气,因此使 NIOV 系统比其他系统更加高效、舒适和健康。

[0369] 图 111 使用肺模拟器台模型图形地显示了与氧气疗法比较的 NIOV。在左边的第一波形 11101 上,病人未被辅助并且在 $-0.8\text{cmH}_2\text{O}$ 的努力下呼吸,生成 248ml 的吸入潮气气量。在第二波形 11103 和第三波形 11105 中,病人分别经由鼻套管接受氧气的连续流 11109 和脉动流 11111,对于肺压和潮气气量没有或具有可忽略的效果。在第四波形 11107 中,使用了 NIOV 11113,这显示出肺压和潮气气量的显著增加,因此表示 NIOV 有助于此前所述的呼吸功,不过 NIOV 是开放式气道系统。

[0370] 图 112 包括两个曲线图,图形地描述了典型的 COPD 病人使用标准氧气疗法和 NIOV 疗法完成 6 分钟的步行试验的能力。在氧气疗法步行(顶部曲线图)中,病人会很早地疲劳并且必须停下来休息,因为病人为克服他们减弱的肺功能来呼吸所花费的能量的数量太过困难。病人必须休息,并且通常坐下或是靠着某些东西。通常,除了疲劳之外,心脏速率和血压极高,并且 CO_2 浓度也高,因为病人不能使足够的空气进入和离开,因为呼吸需要很多能量。使用 NIOV(底部曲线图)执行步行试验的同一个病人可以行走整整 6 分钟而没有休息,因为 NIOV 在呼吸功中帮助他们的呼吸肌。COPD 病人通常能够使用 NIOV 多步行 10-50% 或多走 30-70 米。因为 NIOV 是可佩戴的系统,并且因为病人接口是开放式气道接口,所以病人会对通气机和接口感到舒适并且能够离开房间并且执行日常生活活动。

[0371] 图 113A 描述了与由传统的 CPAP 通气机生成的肺压相比由 NIOV 生成的肺压。每个通气机均通过它们各自的气体传输管路和鼻面罩传输流。NIOV 系统针对通气机设置以输出 281pm,并且如上文所述,在气体进入病人的气道之前,它会从环境空气夹带附加的气体。CPAP 系统设置为 $20\text{cmH}_2\text{O}$,这相对较高但对于 CPAP 疗法是典型的设置。当面罩是封闭的时,由系统生成的压力在曲线图中表示在 X 轴的零点处。可以看出,NIOV 系统能够如生成至少与 CPAP 系统同样大的压力。当气体传输管路和面罩通向大气时,NIOV 系统在传输大约 551pm 的气体时可以很容易地生成 $18\text{cmH}_2\text{O}$,这很好地在 NIOV 系统的能力内。因此,使用 NIOV,呼吸机能不全的病人或睡眠呼吸暂停的病人可以就像使用 CPAP 那样进行通气;然而,NIOV 系统具有便利性和最小的突出。

[0372] 图 113B 描述了与传统的 CPAP 相比由 NIOV 系统实现的肺容量。CPAP 系统设置为 $10\text{cmH}_2\text{O}$ 的吸气压力和 $5\text{cmH}_2\text{O}$ 的呼气压力。NIOV 系统设置为大约 $10\text{cmH}_2\text{O}$ 的吸气压力,但

是未设置呼气压力,并且因此呼气压力为自主呼吸病人的呼气压力。或者,如此前所述,使用 NIOV 系统的呼气压力可以设置在从自主呼吸压力提高的级别处。如从曲线图中可以看出的那样,CPAP 病人因为呼气压力和流量而具有提高的 RV,而 NIOV 病人具有正常的 RV。这在 COPD 中防止充气过度或在 OSA 中使病人舒适性和耐受性最大化中是非常有益的。应当注意,在两种情形下可以实现相同的治疗吸气压力。

[0373] 图 114-153 更详细地图形地描述了 NIOV 在它涉及向病人提供机械通气支持时的情形。图 114-129 将本发明与现有技术进行比较。图 114-117 将 NIOV 的传输管路驱动压力与现有技术进行比较。图 118-121 将 NIOV 的吸气阶段容积传输与现有技术进行比较。图 122-125 将 NIOV 的肺压与现有技术进行比较。图 126-129 将 NIOV 的传输管路的典型外径与现有技术进行比较。

[0374] 图 114-117 描绘了本发明的气体传输管路中的压力信号。在图 114 和 115 中的压力范围通常在 5-40psi 的范围中,并且图 116 中的压力范围通常在 0.1-0.5psi 的范围中。图 117 中的压力范围可以在 5-40psi 的范围中或是在 0.1-0.5psi 的范围中,这取决于确切的疗法。

[0375] 图 118-121 描绘了现有技术氧气疗法传输的容积,并将 NIOV 与现有技术进行比较。该系列的曲线图仅仅显示了由该疗法传输给病人的容积,并未描述由病人吸入的附加的自主容积。传输至肺的总容积是由疗法传输的容积与由病人自主吸入的容积的组合,并且在 NIOV 的情况下,还包括由该疗法夹带的容积。为了该说明书的目的,在图 122-125 的曲线图中按照肺压显示了总的生成肺容量,而肺压是与肺容量直接相关的。由该疗法生成的肺压是由下列因素的组合控制的:气体传输管路压力、喷射泵设计和配置、病人的肺顺应性和气道阻力、通气机输出相对于病人的吸气阶段的定时以及通气机输出波形。然而,通常,传输具有正方形波形的 100ml 的 30psi 的气体传输管路压力和病人的吸气阶段开始时传输 500msec 可以增大肺压 5-15cmH₂O。并且,通常传输具有正方形波形的 250ml 的 30psi 的气体传输管路压力和病人的吸气阶段中间附近出开始传输 500msec 可以使肺压增大 10-25cmH₂O。

[0376] 图 122-125 描绘了该疗法对肺压的作用。在图 122 中,由本发明导致的两个潜在肺压结果都显示了:较低的由实线显示的负压和由点线显示的正压。后续的图中显示了本发明构思的附加波形和生成的肺压。

[0377] 图 126-129 图形地表示了各种疗法的气体传输管路所需的相对横截面面积或轮廓,提供了接口的尺寸和突出的示值。通过比较本发明和脉动剂量氧气疗法可以看出,对于相同的管路传输压力条件乃至更小的气体传输管路轮廓,本发明可以生成夹带流,而氧气疗法具有可以忽略的夹带流,并且本发明可以提供更大的容积传输,并且导致肺压上的机械效应,与之相比,氧气疗法对于肺压不产生效应。比较本发明与高流量氧气疗法(图 116、120、124、128),NIOV 具有对肺压和呼吸功有相等或更大效果的潜力,然而却具有较小的传输管路剖面和小得多的气体消耗。在 HFOT 的情形中会消耗 15LPM 或更多的源气体,而在 NIOV 的情况下会消耗小于 8LPM 的源气体,这就使得本发明同等地有效但是具有更高效的设计。为了比较起见,图 120 中的曲线所示容积说明并描绘了仅仅在病人的吸气时间期间 HFOT 系统的容积输出,虽然该输出是连续流,如图 116 中所示。比较 NIOV 与 BiPAP 通气疗法,本发明可以对于肺生成接近 BiPAP 疗法生成的效果(图 121 和 125);然而,本发明具有

显著减小的突出的输送系统,并且具有潜在地可佩戴的并且允许日常生活活动的系统。图 125 显示了可以由 BiPAP 生成的肺压的范围,其范围从实线到点线。

[0378] 图 130-153 图形地显示了本发明的不同的可选通气机输出波形和通气机输出对于病人肺机构的效果。图 130-133 和 142-145 中的系列曲线图表示传输管路中的压力波形。图 134-137 和 146-149 中的系列曲线图表示容积传输,既包括传输的容积传输又包括夹带的容积传输。图 138-141 和 150-153 中的系列曲线图表示肺中的压力级别。

[0379] 图 130 描绘了在病人的自主吸气阶段期间的正方形压力波形输出,它以大约 1 : 1 的比例夹带了环境空气,从而有效地使传输给病人的容积加倍,并且导致从负压(当不使用该疗法时)向正压(当使用该疗法时)吸气期间肺压的增大。图 131 描绘了圆形的压力传输波形,它是在吸气期间吸气阶段开始之后小的延迟之后传输的。夹带的空气容积大体上等于通气机输出,并且生成的肺压可以从其在吸气期间的正常的负值增大为正值。肺压可以在气体传输结束时恢复为正常,恢复到病人的正常值。或者,波形持续时间可以延长,这样它就会呼气开始同时地结束,或者略微地进入呼气,这样当从吸气过渡到呼气时,肺压仍然保持为正。图 132 描绘了在第一部分吸气阶段中传输和完成并且在过渡到呼气之前完成的正方形压力输出波形。在这种情形下,肺压会受到影响并且变正,并且可以在通气机传输完成时恢复到其正常水平。

[0380] 图 133、137 和 141 描绘了多个压力幅值传输波形,其中较高的幅值在吸气期间传输并且过渡到呼气期间传输的较低幅值。两个潜在生成的肺压波形均显示在图 141 中,其中实线显示了呼气期间的相对较高的压力,例如 3-10cmH₂O 的 PEEP 压力,并且点线显示了呼气期间衰减和较小的压力,例如 1-5cmH₂O 的压力。传输容积可以由于在其他波形实力中的夹带而增大。肺压可以在吸气期间增大(显示了较小的负压,然而,零压力或正压也是可能的),并且在呼气期间,正压得到保持和或增大超过病人的正常呼气压力。呼气期间的正压可以通过减小呼气期间的气道收缩以有助于降低动态充气过度,和或可以通过在包括呼气阶段在内的所有呼吸阶段保持肺叶间隔偏压打开而有助于肺泡通气和肺补充(alveolar ventilation and lung recruitment)。虽然实例显示了两个离散的压力级别,但是可以有多个级别,或者可以按需调节的可变的级别,并且从一个级别到另一个级别的过渡可以是缓增的而不是如图所示的阶形的。

[0381] 图 142、146 和 150 描绘了其中压力开始在吸气发生时开始传输的上升并且在传输周期期间斜升的压力传输波形。传输周期可以是吸气阶段的一部分或吸气阶段的全部或长于吸气阶段,这取决于病人的临床需要和舒适性。缓增的波形用来匹配病人的自主呼吸,这样就会感到舒适并且与病人的要求、努力和需要同步。与一些其他波形相比,在使用该波形时会夹带较少的气体,然而总的传输容积足够大以将肺压增大至正压,如果需要的话。

[0382] 图 143、147 和 151 描绘了下降波形,如果病人呼吸很深或沉重的话,该波形是优选的,这样来自病人的初始的强烈要求就会与通气机的强输出匹配。

[0383] 图 144、148 和 152 描绘了在吸气内传输的多个压力幅值传输波形。较低的第一压力幅值包括富氧气体,这样氧气在肺中的停留时间就会最大化以改善充氧和扩散,并且较高并且可以只包括空气或空气 / 氧气混合物或只包括氧气的第二压力幅值用于在肺中生成机械效应以机械地帮助呼吸功。第二推进也用来助于第一推进中传输的氧气更有效地穿透到肺中。

[0384] 图 145、149 和 153 描绘了振荡的多个传输波形,其中压力传输在开关在断开和接通之间或是在较高值和较低值之间振荡。该可选波形可以改进气体源保护并且可以具有其他有益效果,例如舒适性和耐受性、夹带值、穿透性、药物传输和增湿。

[0385] 应当指出,相对于图 130-153 中所示的通气系统气体传输波形,一个波形的各方面或全体都可以与另一个波形的各方面或全体组合。而且,幅值和定时值可以改变。例如,通气机气流传输可以就在吸气开始时开始或者可以延迟开始或者可以定时以与病人的吸气阶段的特定部分同步,例如当吸气流或吸气肌肉力气达到最大值的特定百分比时。或,例如,传输可以在吸气时间内、等于吸气时间或延长超过吸气时间。或者,例如,由通气机在肺中生成的压力可以略负于基线(通气机断开),或者可以生成零压力,或者可以生成正压力,或是可以生成低负压、零压力和正压力的组合。不同波形可以组合和混合,例如,可以与吸气期间传输的上升压力波形结合来在呼气期间传输压力传输。在本发明的一个可选实施例中,通气气体传输速率被选取成试图匹配病人的吸气需求。当病人更深或是更强有力地呼吸时,通气输出可以增大以匹配需求。当病人更浅和更微弱地呼吸时,通气输出可以减小以匹配需要。在一个可选实施例中,该流速匹配可以用于在吸气期间在肺中生成零压力或接近零压力的情形,或者,生成特定的期望的负压例如 -2cwp ,或是生成特定的期望的正压例如 $+2\text{cwp}$ 。生物反馈信号也可以用于使通气机输出滴定病人的需要,例如此前提到的呼吸速率、呼吸深度、步行或活动级别或氧饱和度。在一个附加的实施例中,在套管的尖端处的传感器配置可以包括测量和记录夹带的环境空气的绝对或相对量的能力。基于量度例如鼻气道压力的收集和其他已知的值例如通气机气体输出参数,连同夹带的环境空气量度,通气系统可以确定被传输和自主吸入病人中的气体的总量。由该信息可以得到潮气量和 FI_{O_2} ,并且病人的通气状态得到确认,并且通气机的设置被进一步滴定用于改进效率。

[0386] 通气可以与吸气同步或与呼气同步或与两者同步传输,或者以高频、恒流、沿逆行方向和上述情形的所有可能的组合传输。当与病人的吸气或呼气相同步时,通气机(V)可以在大约 0.2 到 1.2 秒且优选地在大约 0.35-0.75 秒的传输时间中传输范围在大约每循环 40-700ml 且优选大约 75-200ml 的容积,且导管出口速度为大约 50-300m/sec 且优选地为大约 150-250m/sec。如果以高频速率传输,通气机(V)可以按每秒大约 0.25 次循环到每秒大约 4 次循环且优选在大约每秒 0.5 次到 2 次循环的速率传输容积,且容积在每循环大约 10ml 到 100ml 且优选在每循环大约 25-75ml 的范围内。当以恒流传输时,通气机 V 可以在大约 0.5LPM 到 10LPM 且优选大约 2-6LPM 的速率下传输流,并且导管出口速度为大约 50m/sec 到 250m/sec,优选地为大约 100-200m/sec。

[0387] 可选地,通气机和病人接口可以传输高频低容积通气,其中非常低容积的气体在非常快的频率下传输,频率例如为在每分钟大约 12-120 次循环下大约 5-50ml,或优选在每分钟大约 30-60 次循环下大约为 10-20ml。这样,虽然是在开放式气道系统中,但是可以向肺传输相当大的分钟容积而仍然将气道和肺中实现的压力更紧密地控制为期望的级别。该传输波形可以是连续的或者可以与呼吸的吸气阶段同步。同样,所述的不同波形可以整体或部分地组合,例如,在吸气期间的一次触发中同步和传输,然后可以在呼气期间传输高频低容积通气。还应当指出,在启动时,通气气体传输可以逐渐的缓升这样就不会在幅值中出现会吵醒病人的突然增大。

[0388] 另外,如图 165 中所示,NI0V 可以包括说话检测能力,例如使用气道压力信号处理

或声音或振动传感器,并且当检测到说话时,通气机输出可以从吸气阶段期间的同步传输转换为没有传输或连续流传输,这样通气气体传输就不会脱离与病人的呼吸模式同步。而且系统可以包括暂停特征,这样病人就可以关闭该疗法例如 10-20 秒来说话或吃东西。暂停特征可以将疗法输出转为零或连续流。

[0389] 应当指出,在提供的图形实例中,呼吸传感器波形仅仅是示例性的并且实际波形可以具有其他特征,例如不同的 I : E 比、呼吸速率、随机行为、上升或下降形状的吸气和呼气曲线和改变的幅值。应当指出,因为来自套 管的气流传输,可以在导管远侧尖端附近生成瞬时负压区域。在确定呼吸阶段时,检测信号处理可以考虑这一点。

[0390] 本发明也是对现有的睡眠呼吸暂停通气疗法的改进。本发明可以使用比 CPAP 更不突出的基于套管的系统防止或减少气道阻塞,或者可以在完全或局部阻塞期间使肺通气,从而改善病人依从性、顺应性和疗法的功效。另外,本发明可以提供改进的呼吸暂停发病的发生预测,这样该疗法就能以更精确、智能并且对于病人更容易忍受的方式介入。本发明的实施例可以包括下列特征中的一个或多个:(1) 口咽气道和 / 或肺的基于导管的同步通气;(2) 口咽气道的基于导管的增压以防止或撤销气道阻塞;(3) 使用呼吸努力和呼吸传感器用于呼吸暂停预测和检测并且用于调整治疗参数;(4) 使用最小量的通气体来治疗 OSA,从而生成更小的噪音并且提供了更正常的呼吸环境;(5) 尺寸减小到最低以改善耐受性和舒适性的通气传输接口;(6) 开放式系统,这样病人就会感觉他们在自然地吸入和呼出环境室内空气。

[0391] 图 154-161 图形地描绘了当本发明用于治疗睡眠呼吸暂停 SA 时通气参数和它们对于呼吸气流的作用。相似的参数和技术用于处理阻塞性睡眠呼吸暂停 (OSA) 中枢性睡眠呼吸暂停 (CSA) 和混合性睡眠呼吸暂停 (MSA)。图 154-156 显示了本发明用于检测和治疗 OSA 的三个基本治疗算法:分别为反应 / 校正、抢占和预防。图 154 描绘了一旦检测到呼吸暂停就介入。图 155 描绘了一旦检测到阻塞的先兆就介入以防止完全阻塞。图 156 描绘了提前介入以求防止阻塞。在这一系列曲线图中,t 是时间轴,Q 是气道流量信号,IQ 是吸气流量信号,EQ 是呼气流量信号,V0 是通气机输出,32 是正常呼吸流曲线,34 是当气道被部分地阻塞时的呼吸流曲线,48 是阻塞的气流信号并且 40 是与实际呼吸同步的通气机输出,并且 44 是基于此前的呼吸历史或呼吸努力的通气机输出。在所示实例中,通气是与病人的吸气呼吸努力同步传输的,然而这仅仅是示例性的,并且通气也可以使用恒定的流量或压力、或变化的流量或压力或上述的任意组合传输。后续的说明书中解释了治疗算法的附加细节。

[0392] 在图 154 即反应和校正算法中,自主呼吸传感器可以检测鼻气流从正常气流信号 32 到减小的气流信号 34 的转变。如曲线图中标有“带介入”可以看出,就在呼吸传感器检测到减小的气流信号 34 滞后,或者在一些期望的 延迟滞后,气体传输控制系统命令通气机以基于过去的呼吸速率历史的速录传输通气流 / 容积 44。通气机气流连同环境空气夹带可以打开阻塞并且恢复呼吸,如曲线图中标有“带介入”所示并且恢复到肺的通气。作为对比,标有“不带介入”的曲线图显示了呼吸信号最终转到无气流信号 48,因此表示基本上完全的阻塞。在所示实例中,在局部或完全的阻塞期间,鼻孔处的流量信号并无强到使呼吸传感器检测到呼吸。或者,在呼吸暂停期间,通气机气流可以从通气机以预定的后备速率传输,或者作为连续流传输。在图 155 即抢占算法中,呼吸传感器检测到鼻气流从正常气流信号 32 到减小的气流信号 34 的转变。立即或是在一些期望的延迟滞后,控制单元命令通气

机传输与吸气 40 同步的通气机气流。或者,通气机气流以预定的后备速率或以连续流传输。在图 156 即预防算法中,通气机气流与病人的自主呼吸同步传输,并且当由于阻塞发生而出现气流 34 的减少时,通气机的循环速率防止阻塞完全地形成,并且呼吸恢复到正常气流信号 32。虽然图 154-155 中描述的通气机气流轮廓表示具有间歇传输的离散的气体容积输出,其他的气体传输轮廓也存在,例如连续流容积传输和连续流传输的组合,如随后更详细地描述的那样。应当指出,三个基本算法可以整体或部分地组合以生成混合治疗算法。

[0393] 图 157 图形地显示了经过一段时间之后的病人和通气机波形,其中通气机在呼吸暂停 34 先兆或在呼吸暂停或气道阻塞 48 期间启动,然后在恢复正常呼吸 32 时停用。通气机气流在启动时可以循环地传输,如图所示,或者如此前所述可以连续地传输。在本发明的可选实施例中,通气机控制系统包括描述与不同睡眠阶段相关的特征呼吸传感器信号波形或幅值或频率(全体地被称作波形)。例如,该数据库包括清醒状态、S1、S2、S3 和 S4 睡眠状态和 REM 状态的特征波形。通气机控制系统将比较实际测量的波形与该特征波形数据库。通气机将确定指定呼吸为“呼吸暂停”呼吸、“正常”呼吸、“部分阻塞”呼吸或者其他情形如打鼾、咳嗽等。该特征还将允许通气输出治疗算法匹配病人的需要。例如,其中在检测到窒息事件即局部阻塞发生期间启动的通气机输出然后可以区分局部阻塞和仅仅是较轻的呼吸阶段。或者,代替数据库,这些特征可以实时确定或者由通气机学习。或者,测量睡眠阶段的附加的传感器可以包括在本发明中,例如 EEG 传感器或生物节律传感器。另外,本发明可以包括假象检测和筛选,这样对病人状态的监视和疗法的控制就不会被假象愚弄。这种假象检测和筛选包括例如打鼾或呼吸到枕头中。

[0394] 在用于监视和治疗一些形式的 SA 时,呼吸检测对本发明的功能是很关键的。在 OSA 中,例如,在局部阻塞期间,鼻孔处的气流会由于阻塞而减小。气管压力信号会因为移动空气经过局部阻塞所需的增大的压降或是因为在气管和肺之间前后移动气流而增大。相反地,鼻孔处的气流会减少或停止。因此,可以由在鼻孔处测量的流量信号的压力的损失检测出窒息事件,并且可以通过信号幅值中的减小检测出窒息事件的先兆。使用压力和气流传感器可能是期望的,以为信息可以彼此复核,例如,减小的气流信号加上增大的压力信号对应于阻塞事件的先兆。另外,另一个外部呼吸传感器可以用于检测呼吸肌肉努力例如胸阻抗或胸运动传感器。在这种情形下,努力信号可以与鼻气流和/或鼻压力信号比较,并且该比较可以精确地确定在所有可能的状况中的呼吸状况,例如正常的未被阻塞的呼吸、部分地阻塞的呼吸、完全的阻塞、沉重的未被阻塞的呼吸和轻的未被阻塞的呼吸。而且,可以区分 OSA 与 CSA 事件,尤其是如果使用鼻传感器和肌肉传感器并且对信号进行比较。外部传感器可选地用于将鼻气流传感器定为主呼吸传感器。

[0395] 图 158-164 描绘了当本发明用于治疗 OSA 时不同的气流传输波形或治疗算法。传输波形可以用于前面所述的三种基本治疗算法即反应/校正、抢占和预防或是三种治疗算法的混合。在每种情形中,当使用者首先连接面罩并且躺在床上时,通气机气体输出禁用,并且仅仅当病人睡着或昏昏欲睡或一段时间之后后面需要时,通气机气体输出启用,因此允许病人通过面罩自由地呼吸而不在晚上开始时采用任何疗法,从而使病人感到完全正常。因为内面罩是完全的开放式面罩,这就是可能的,而这对于传统的 CPAP 和 BiPAP 睡眠呼吸暂停面罩和呼吸管路是不可能的。标有 Q 的曲线图表示气道中的气流,并且标有 V0 的曲线图表示通气机气体输出,该输出可以用压力、流量或容积表示。在图 158 中,通气机输

出响应减弱的气流或呼吸信号 34 而增大 40, 因此防止阻塞并且恢复正常气流 32。通气机输出在期望的后续时间恢复到其基线幅值。在图 159 中, 在检测到阻塞 34 开始时, 通气机输出从同步循环断断续续的输出 40 转换为在循环之间传输连续流 47。在图 160 中, 通气机发射连续流或压力输出 42 直至检测到呼吸暂停 34 的先兆, 此时 通气机增加其输出以传输与吸气同步的更大幅值的压力、流量或容积, 虽然出现了表示局部阻塞的减小的气流 34。在图 161 中, 传输了可变通气机压力或连续流或压力输出 42, 它缓增 43 至更大幅值直至减小的气流信号 34 恢复为正常信号, 在此时间之后, 通气机输出可以缓降至其基线值。在图 160 和 161 中表示的一个优选实施例中, 通气机输出可以从零输出斜升, 延伸至曲线图中所示的比例向左, 当使用者首先装上接口并且清醒时, 到当他或她睡着时非常小的输出, 并且当检测到窒息事件开始时缓增至增大的输出, 或者仅仅当检测到窒息开始时从零缓增到更高的输出, 如使用图 155 和图 161 的组合描述的那样。该能力超越传统的 OSA PAP 疗法的明显的优点, 因为在清醒但是在床上时并且在窒息或呼吸不足呼吸开始之前, 病人可以经过或通过 NIOV 鼻接口舒适和自然地呼吸环境空气, 而没有传输通气气体。这对于传统的 PAP 疗法是困难并且不明智的, 其中病人会通过面罩和软管呼吸大部分的气体, 在此情形中, 最好是中使通气气体传输至病人以防止 CO₂ 由于再呼吸而保留在软管、面罩和气道中。其它气流传输波形也包括在本发明中, 并且上述通气机输出波形实例可以全部或部分地组合以生成混合波形或切换波形。例如, 在检测到阻塞先兆之前, 通气机输出可以是与吸气同步传输的小气体容积, 而在检测到阻塞先兆时, 容积输出增大; 如果阻塞变坏或变得完全阻塞, 然后通气机输出转换为从开始幅值缓增至更高幅值直至阻塞被打开。

[0396] 图 162 和 163 表示附加的治疗算法, 特别地分别是连续流缓增的算法和吸气努力同步的算法。

[0397] 在图 162 中, 在吸气阶段执行上述缓增仅对病人增加更大的不被关注性。为了使病人适应治疗的感觉和声音的目的, 通气机输出在缓增至治疗流动之前缓增至低级别非治疗流动, 以及在吸气期间缓增以便减小病人对增大流动的感受。

[0398] 图 163 显示了一种算法, 其中非治疗流动脉冲与病人的吸气努力同步, 以便使病人适应治疗的感觉和声音。此外, 在较早的过程中输送非治疗级别的气体还用作给系统提供关于鼻接口的安装和功能的信息。例如, 如果接口正确地装接, 系统将检测这一点并且正常地进行, 但是如果接口没有正确地装接或对准, 系统将使用信号处理检测这一点, 并且可以警告使用者在病人进入深睡眠阶段之前进行调整。或者, 在鼻接口装接之后不久, 系统就可以提供疗法的治疗级别, 并且确定接口是否适当地连接, 如果没有, 则指导病人进行必要的调整。一旦由系统的信号处理确定了适当地装配, 通气气体输出就关掉直至需要, 如前面所述。或者, 呼吸压力信号可以用于确定接口是否正确地装接和对准。

[0399] 图 164 更详细地图形地显示了在使用吸气努力同步疗法时气体传输波形的一个可选实施例。

[0400] 对于 SA 治疗, 一些附加的或可选参数如下: 取决于病人的呼吸状态, 容积传输为每通气机循环大约 10ml 至 200ml。如果发生完全的呼吸暂停, 容积传输就会增大到每循环大约 200ml 至 500ml, 速率为大约每分钟 6-20 次循环。在气体的实际传输期间被传输的气体的流速通常为大约 6-50LPM, 并且优选地为大约 10-20LPM。通气机循环的定时可以与病人的呼吸速率同步, 例如大约 6-30BPM, 或者如果不同步或者如果病人窒息, 循环可以为大约

每分钟 8-20 次循环,除非使用随后描述的高频低容积通气。用于通气的通气机输出处的驱动压力通常可以为大约 5-60psi 并且优选地大约为 8-40,并且最优选地为大约 10-15psi,以在吸气期间正常的未被阻塞的状况下生成大约 0-5cmH₂O 的期望的口咽压力,并且在阻塞状况下生成高达大约 20cmH₂O 的口咽压力。还应当指出,虽然通气机气流通常显示为与呼吸循环同步,但是呼吸循环可能会由于局部阻塞或窒息事件而是不可检测的,因此会简单地在预定速率或预测速率下简单地应用通气机气流。还应当理解,取决于所使用的传感器,虽然没有或是非常小的气流从环境中吸入或是呼出到环境中,但是仍然可能会检测到呼吸努力。然而,取决于所使用的传感器技术,空气在气管中响应某些情形下呼吸努力的运动可以足以由传感器记录为吸气努力和呼气努力。事实上,在某些情形下,取决于所使用的传感器,吸气期间阻塞可能会伴有增大的负压,并且虽然由于阻塞而在气管 T 中具有减小的气流,但是呼吸信号可能会更强。因此,在本发明中,气体传输控制系统中的气体传输控制系统和算法在处理传感器信息和确定在任意给定时间是否发生正常或减弱的呼吸时会将这些因素考虑在内。由通气机气流的传输在上气道中实现的通气压力在抢先地传输时可以在大约 1-20cmH₂O 并且优选地在大约 2-5cmH₂O 的范围中,并且在响应检测的阻塞时间传输时在大约 5-10cmH₂O 的范围中。在下气道和肺中实现的通气压力可以类似于由通气体传输在上气道中实现的压力。

[0401] 可选地,通气机和病人接口可以传输高频低容积通气,其中非常低容积的气体在非常快的频率下传输,频率例如为在每分钟大约 12-120 次循环下大约 5-50ml,或优选在每分钟大约 30-60 次循环下大约为 10-20ml。这样,虽然是在开放式气道系统中,但是可以向肺传输相当大的分钟容积而仍然将气道和肺中实现的压力更紧密地控制为期望的级别。该传输波形可以是连续的或者可以与呼吸的吸气阶段同步。同样,所述的不同波形可以整体或部分地组合,例如,在吸气期间的一次触发中同步和传输,然后可以在呼气期间传输高频低容积通气。还应当指出,在启动时,通气体传输可以逐渐斜升,这样就不会在幅值中出现会吵醒病人的突然增大。

[0402] 在一个可选实施例中,通过确定防止气道阻塞所需的流速要求而不是如现有的系统中所做的确定和滴定治疗压力级别,本发明的方法和设备可以用于治疗 OSA。例如,对于具有睡眠呼吸暂停指数大于 10 或 -10cwp 的负吸气力或由超声或其它设施确定的特定上气道顺应性的病人,诊断测量可以与可以防止、抢先或校正阻塞或阻塞开始的治疗通气流速要求相关。相关性可以由通气系统针对每个使用者自动地生成获知由医学评估提前生成。

[0403] 应当指出,在提供的图形实例中,呼吸传感器波形仅仅是示例性的并且实际波形可以具有其他特征,例如不同的 I : E 比、呼吸速率、随机行为、上升或下降形状的吸气和呼气曲线和改变的幅值。应当指出,因为来自套管的气流传输,可以在导管远侧尖端附近生成瞬时负压区域。在确定呼吸阶段时,检测信号处理可以考虑这一点。

[0404] 应当指出,如上所述的不同实施例可以按照多种方式组合以向病人传输独特的疗法,并且虽然已经参照其优选实施例详细描述了本发明,但是对于本领域的普通技术人员而言显而易见,可以做出各种改变和组合而不脱离本发明。而且,虽然已经将本发明描述为用于对病人提供活动呼吸支持的装置,但是应该理解,仍然在本发明的范围内的是,这些实施例可以适当地折算,这样该疗法就可以对更严重损害并且可能非急诊病人提供更高级别的支持或者可以对于非呼吸性或严重缺乏免疫力病人提供完全或近乎完全的通气支持,或

者可以在急诊、野外或输送情况下提供支持。而且,虽然本发明主要地描绘为经由鼻接口施用,但是应当指出,通气参数可以应用于多种其它气道接口装置,例如 ET 管、气管造口管、喉切除管、环甲软骨切开管、支气管导管、喉罩气道、口咽气道、鼻罩、经口套管、鼻-胃管、全面罩等等。并且虽然实施例中公开的通气参数主要地指定为与成年人呼吸增强一致,但是应当指出,通过适当的缩放,该疗法可以应用于小儿科和新生儿病人。另外,虽然目标疾病状态主要地描述为呼吸机能不全和 SA,但是通过通气参数中的必需的调整,该疗法可以治疗其它呼吸、肺和气道失调,例如 ALS、神经肌肉疾病、脊髓损伤、流行性感、CF、ARDS、肺移植桥,并且该疗法可以解决其它疾病以及集体事故、流行、军事、桥接和输送应用。最后,虽然本发明描绘为独立的疗法,但是该疗法可以是模块化的,例如通气系统可以改造成在创伤性或 NIV 或其它封闭系统通气模式和在此所述的无创开放式通气模式之间转换。或者,该疗法可以与其他通气模式同时使用,例如在清醒镇静医疗程序期间,病人使用传统的通气机通气作为呼吸的后备措施,同时病人从在此所述的模式中接受通气。

[0405] 一般而言,这些接口装置中的任一个都可以包括下列设计或特征元件中的一个或多个:降噪元件、用于定位面罩的诊断元件、检测流量、容积、检测增强、检测夹带(知道多少夹带流经面罩)、包含检测病人的努力是什么的努力检测,并且输入病人诊断以助于诊断不同形式的呼吸问题、呼吸暂停支持或呼吸暂停检测。系统可以对它收集的信息做出反应,可以分析夹带等等,用于正确的装配、定位、i : e 比的反馈,对面罩由于装配而需要调节的检测,充血;胡子,棉布毛发;堵塞的鼻子,等等;吃东西,打喷嚏,运动。这些装置、方法和系统也可以包括下列并且解决下列问题:调节触发灵敏度级别、能够具有更多增益以更好处理装置的运动的多轴压力传感器;附加的传感器例如与面罩一体的血压传感器;与面罩一体的温度传感器例如测量鼻子内部的温度;用于通信的扬声器/传声器;用于通信、自定义面罩或通气机为独特物理性状的视频监控器;将一部分系统集成到辅助步行装置例如步行器的附件中等等。为了滴定病人,由病人获得的信号可以通过迅速地确定它们的最佳触发事件和波形并且匹配对于顺应性非常重要的病人努力而自动滴定。诊断能力可以包括监视并获取咳嗽/打喷嚏。在睡眠期间,系统可以监视睡姿。该系统可以包括传感器来区分张口呼吸和用鼻子呼吸并且如果检测到他们是活跃的并且没有正确呼吸的话就向病人报警来执行圆唇吐气呼吸。该系统可以包括通过辅导他们进行不同类型的呼吸/等来帮助病人的元件。一旦通电就开始可以轻轻地缓增至治疗级别以避免惊吓病人。通过使用检测到没有最佳夹带和定位的传声器,该系统可以由声音优化调节。声音文件可以从通气机播放。通气机可以记录呼吸/哮喘、说话和肺声音。气体喷嘴可以制造成生成螺旋的气体流出口以降低声音并且增大功率。可以使用大量对于生物反馈(基于精神/焦虑状态)触发的音乐播放具有舒缓的治疗师声音的 WAV 文件等等。还可以有自定义声音报警消息和指令。可以有主动降噪。面罩可以装备有在鼻孔侧面上的垫子-垫子可以包括镍钛诺并且可以锚定装置。通气机可以包括零件或替代供应订购通信特征以及应急按钮或问题按钮。鼻枕可以吹气提供密封、定位装置以基于速度将它放在中心,允许浮动和定位。喷嘴可以来自底部或尺寸。系统可以包括肉色的管件和零件。对于系统-个性化或各自的系统盖等可以有“皮肤”。附加的传感器包括葡萄糖、血压、电解质。通气机屏幕可以包括镜或照相机并且显示以允许使用者调节面罩。视频可以记录面罩装配。通气机可以出于安全性和其他原因包括 GPS 并且为了处理问题而具有与远程位置的自动通信。可以使用蜡来帮助面罩的装配。面

罩可以包括模块化罩以助于在有风情况下提高性能。枕可以膨胀以与鼻孔对中。通气机皮肤可以个人化并且可以从不同风格范围中选取、混合 / 匹配等等。面罩可以具有多个喷嘴，喷嘴对于每个鼻孔汇聚 / 导引流动。

[0406] 虽然前述说明指向本发明的优选实施例，但是应当指出，其他变型和修改对于本领域的技术人员将是显而易见的，并且可以做出而不脱离本发明的精神或范围。此外，结合本发明的一个实施例描述的特征可以与其它实施例一起使用，即使上文并未明示。

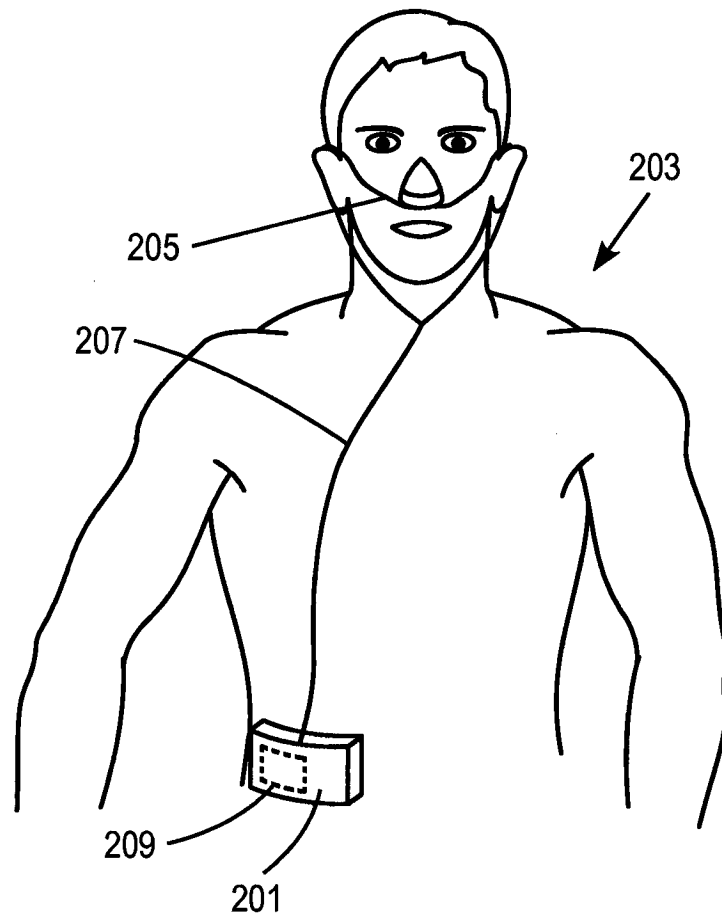


图 2

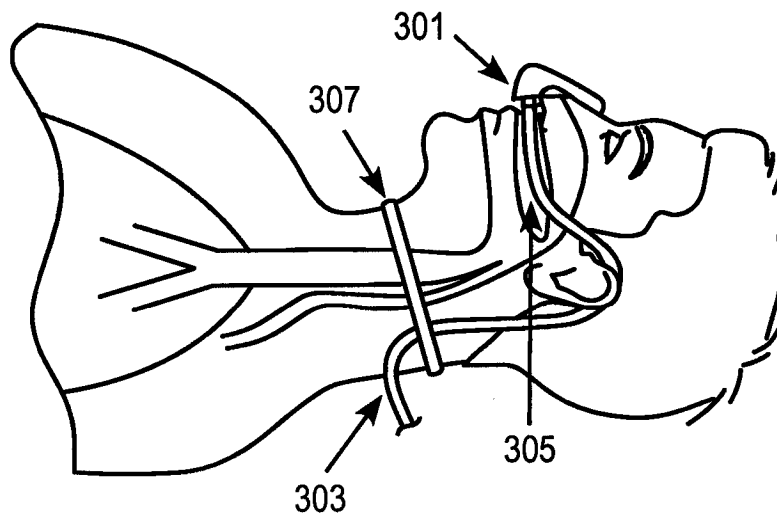


图 3

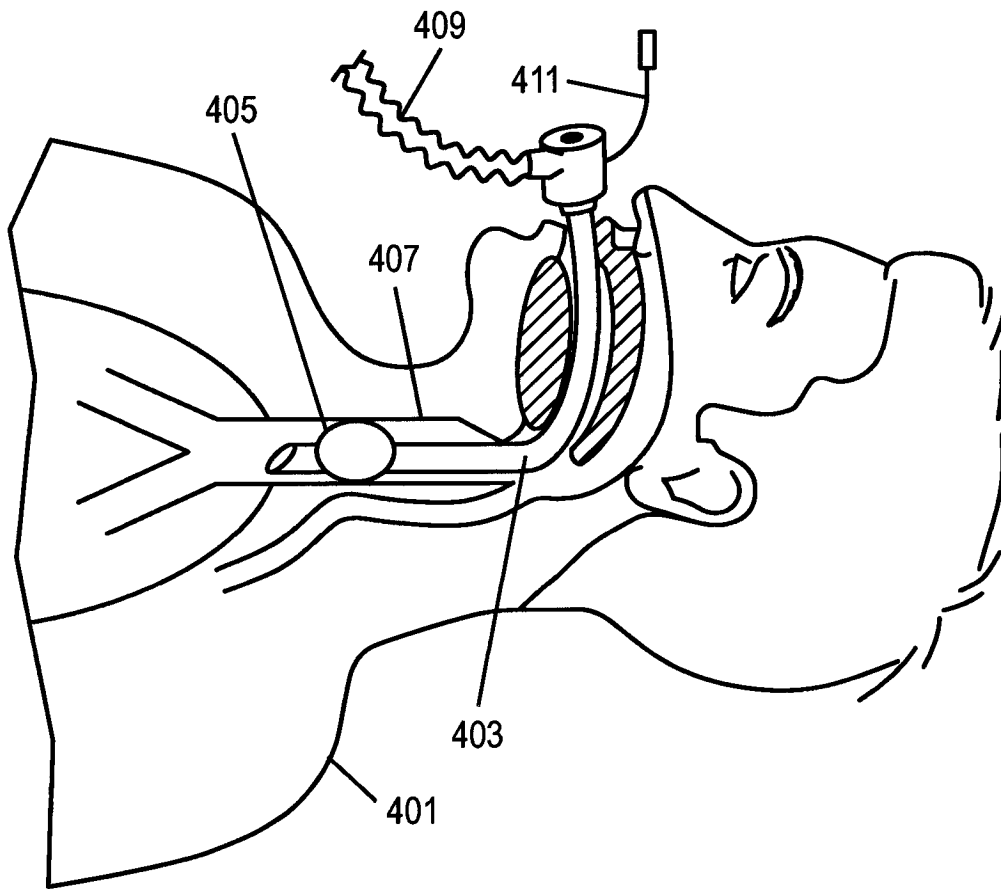


图4 现有技术

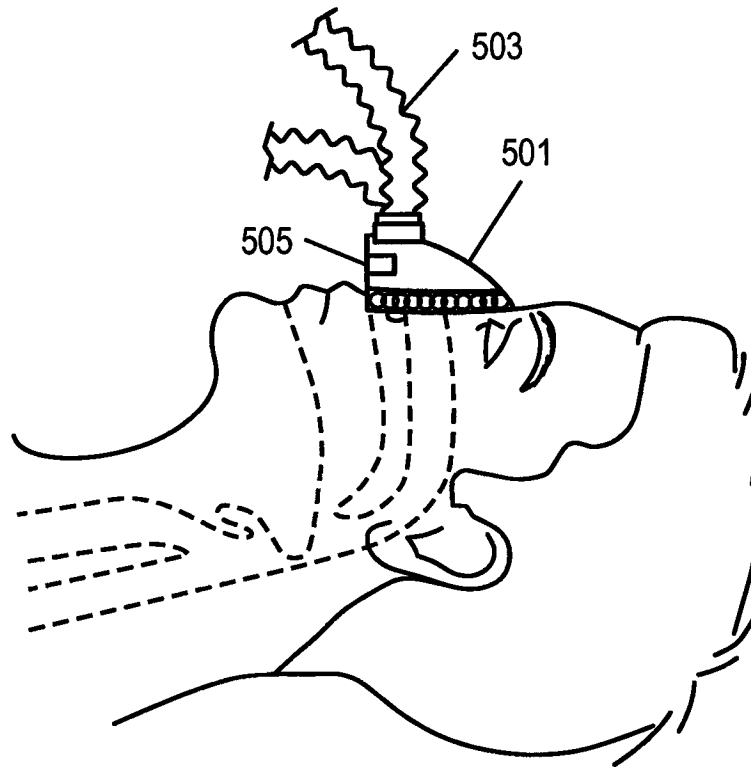


图 5 现有技术

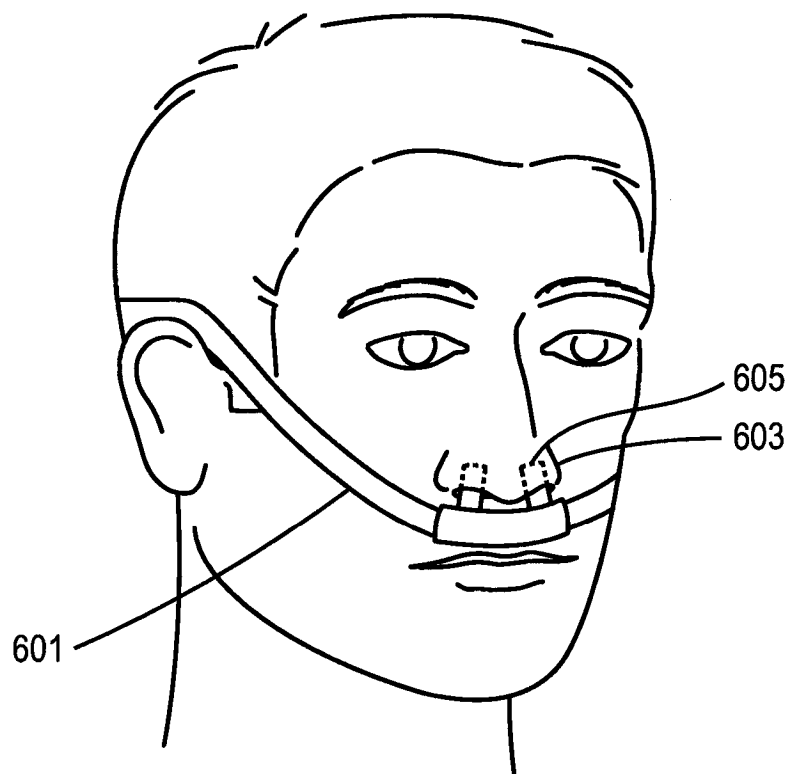


图 6 现有技术

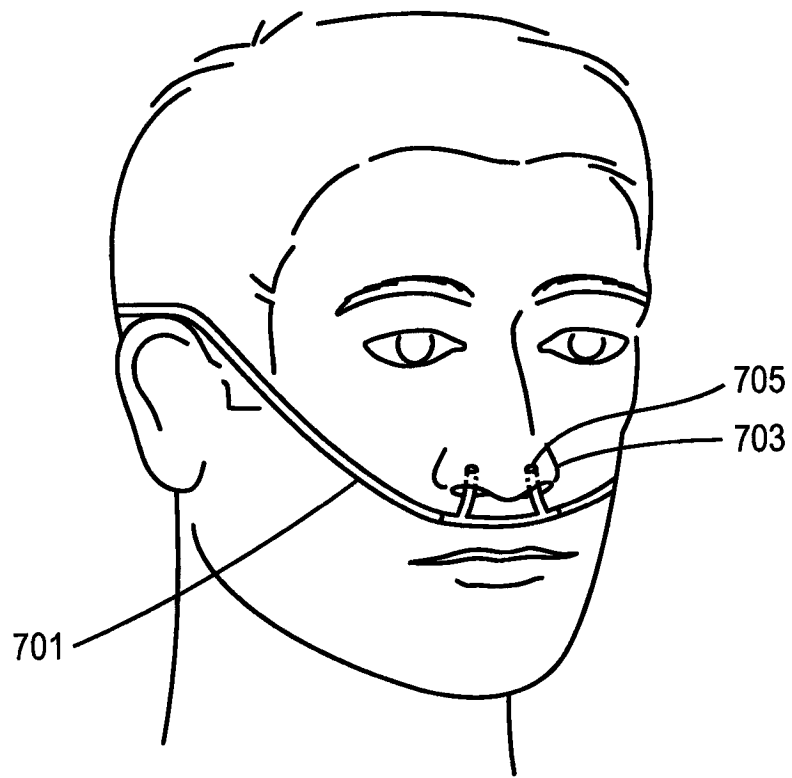


图 7 现有技术

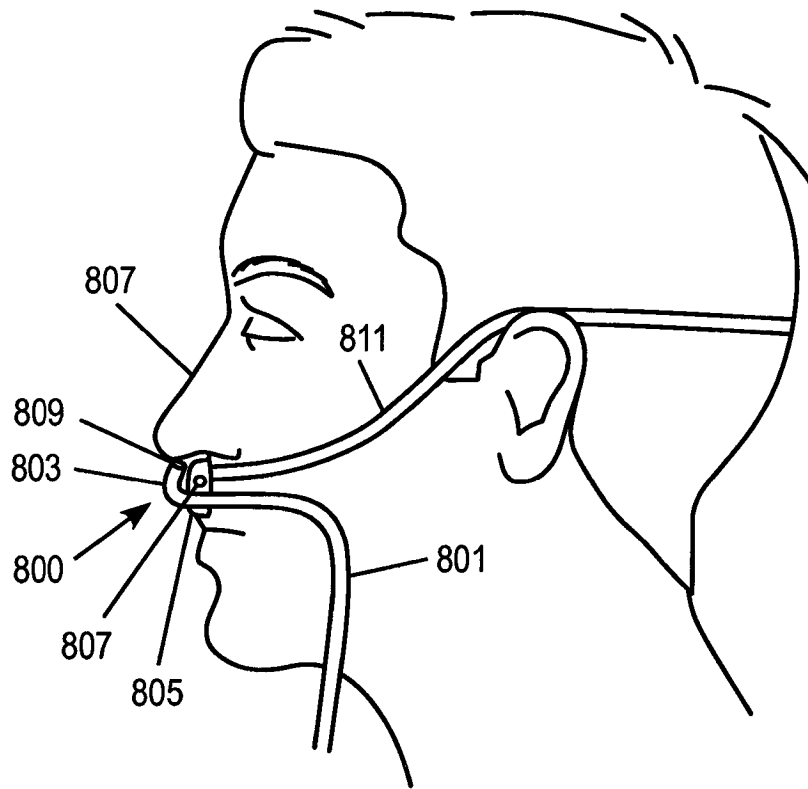


图 8

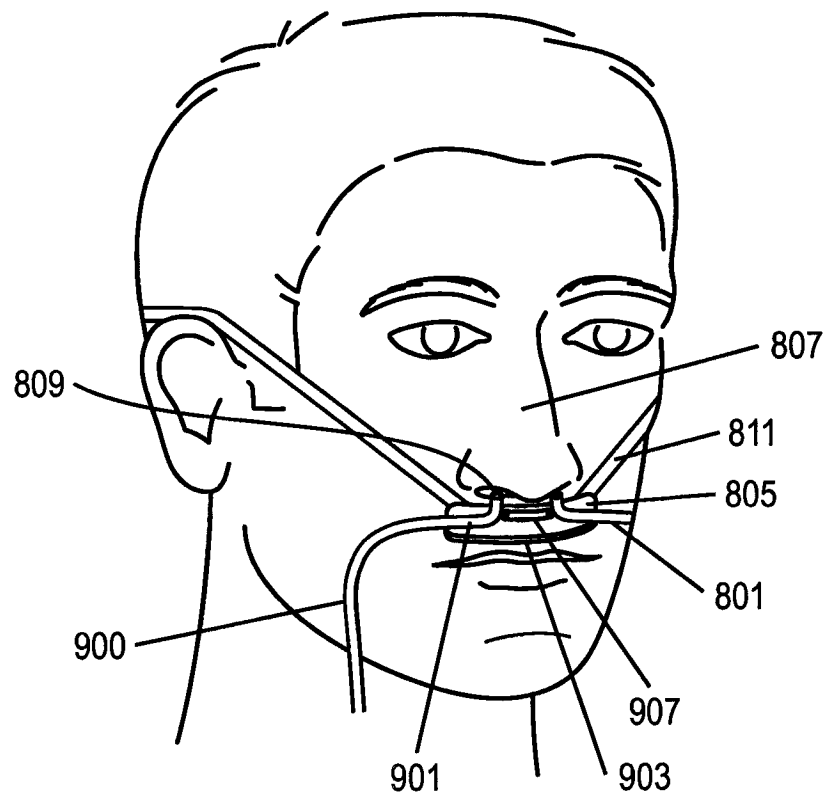


图 9

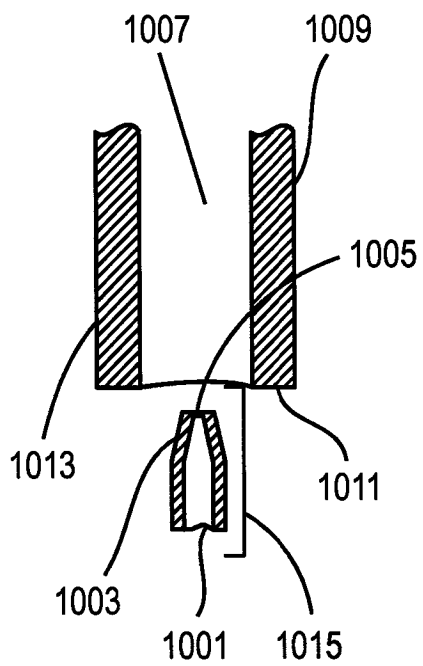


图 10

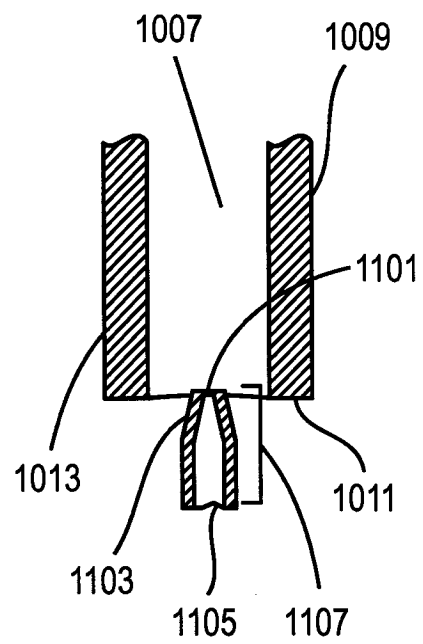


图 11

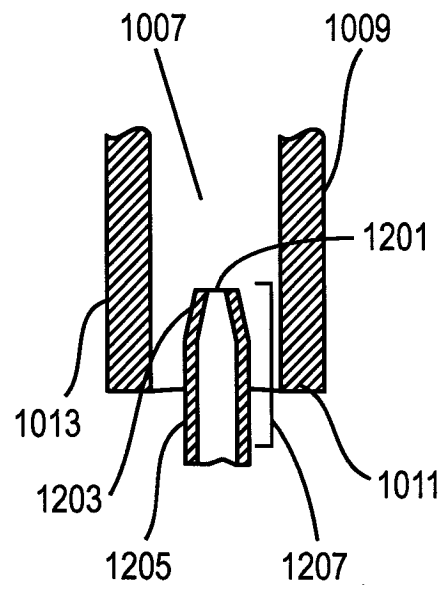


图 12

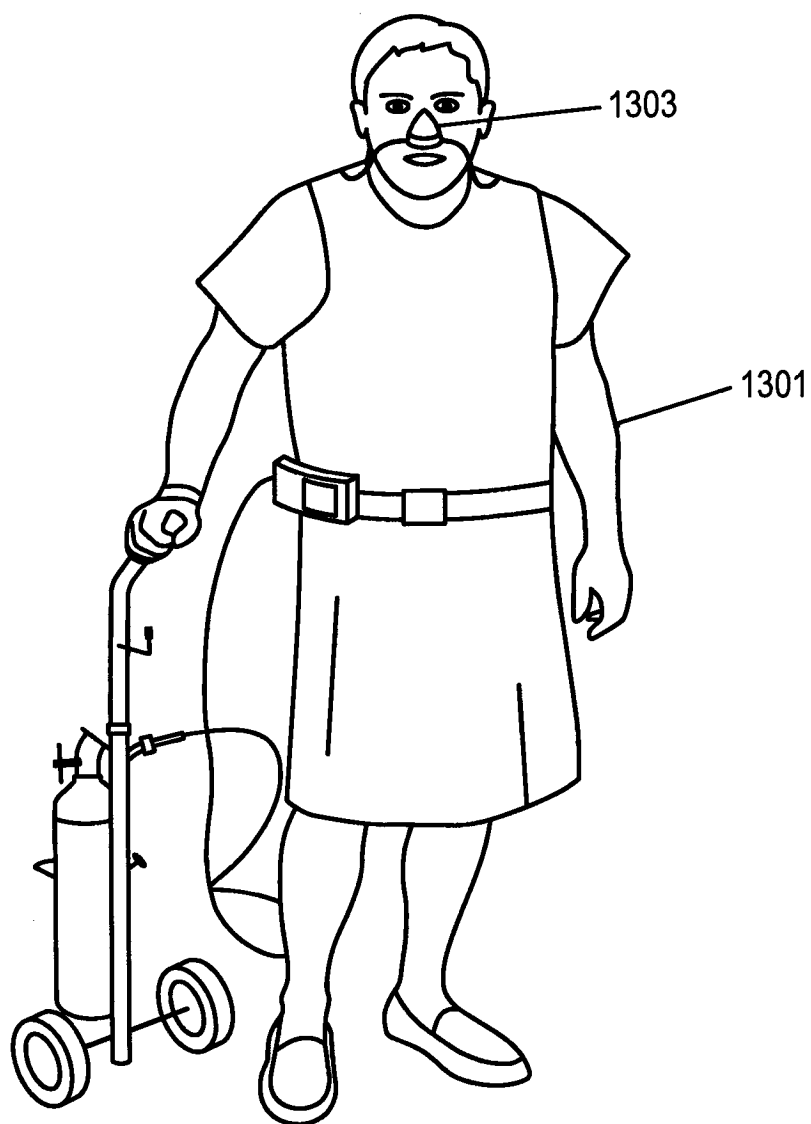


图 13A

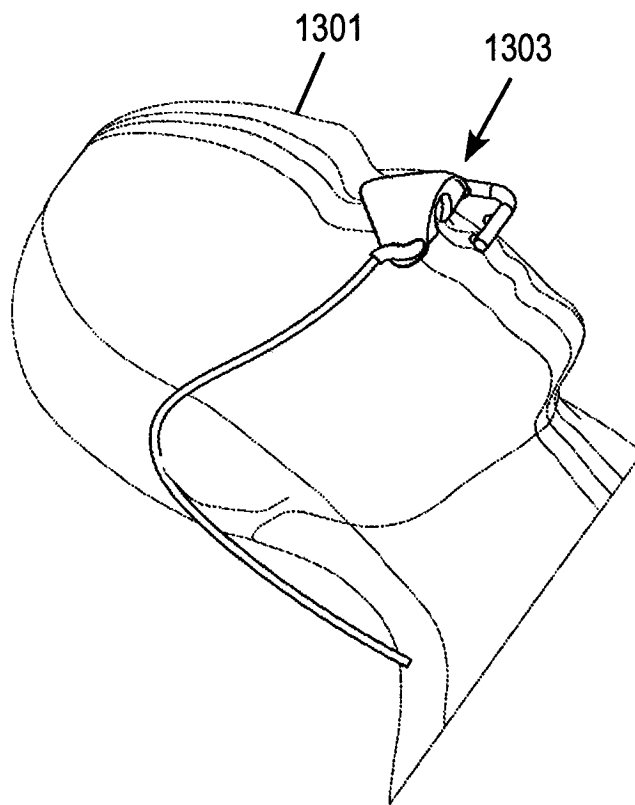


图 13B

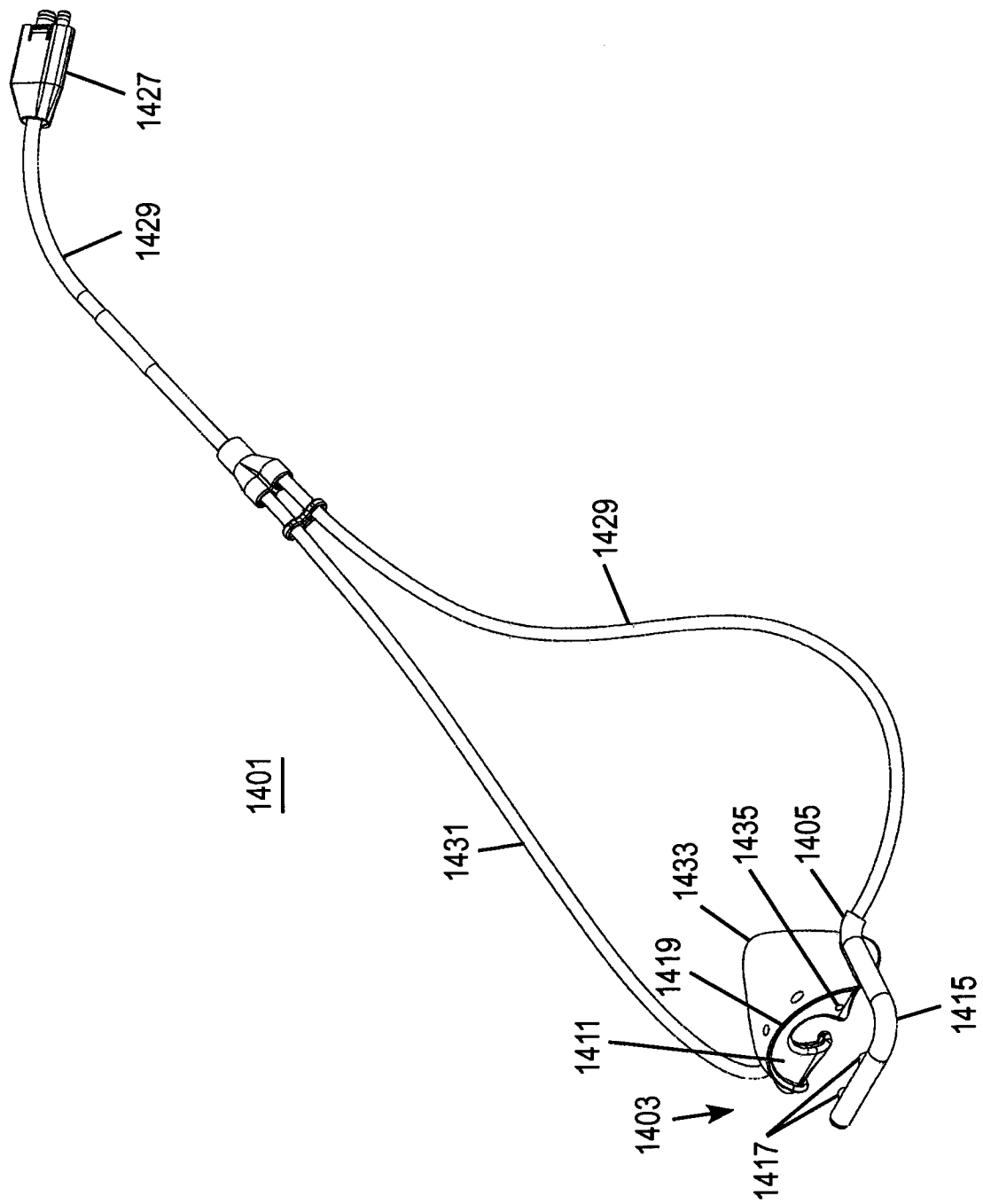


图 14

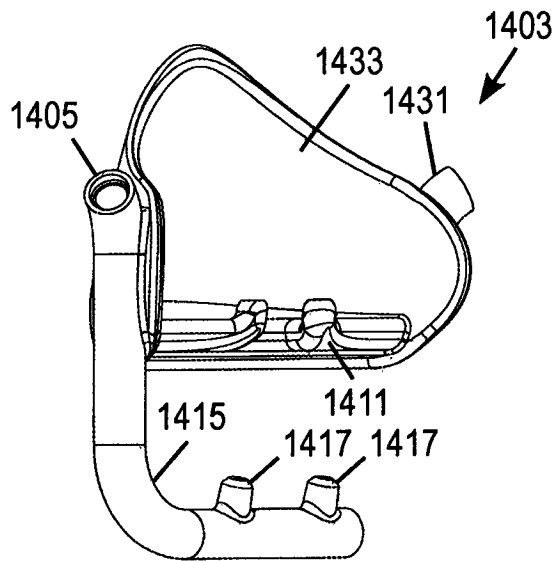


图 15

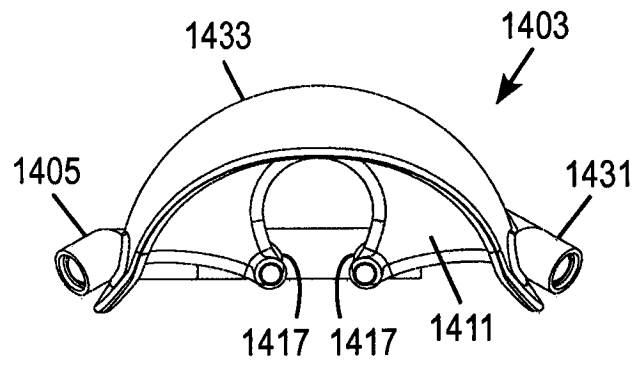


图 16

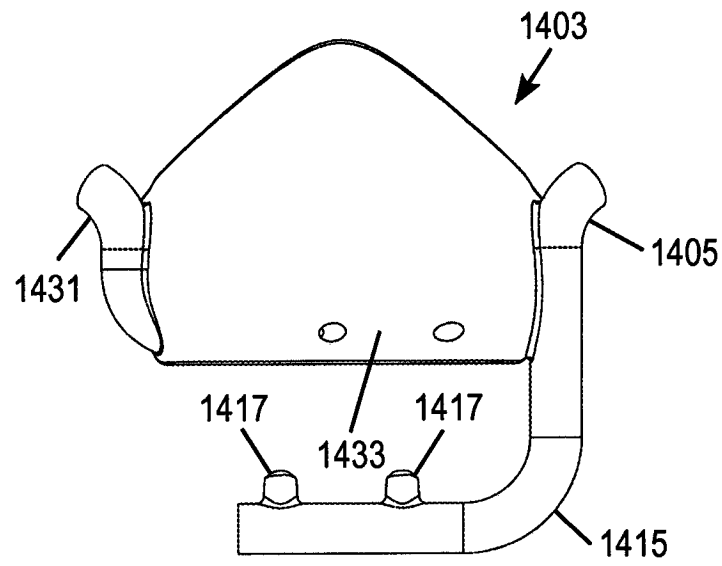


图 17

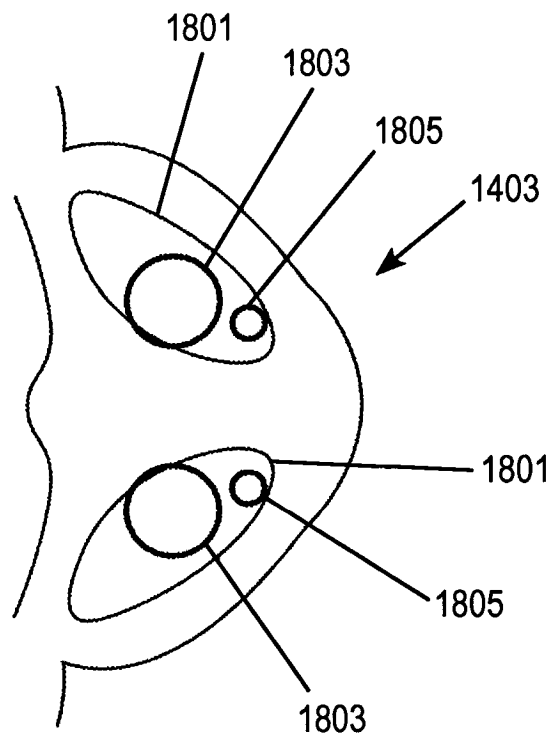


图 18

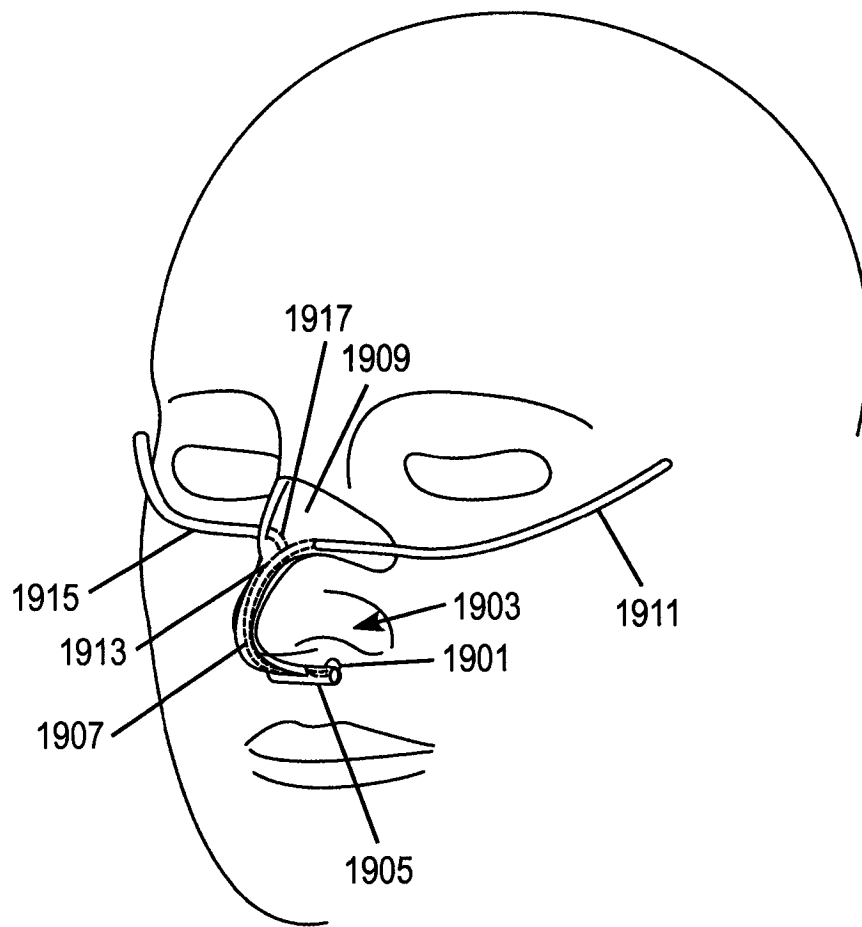


图 19

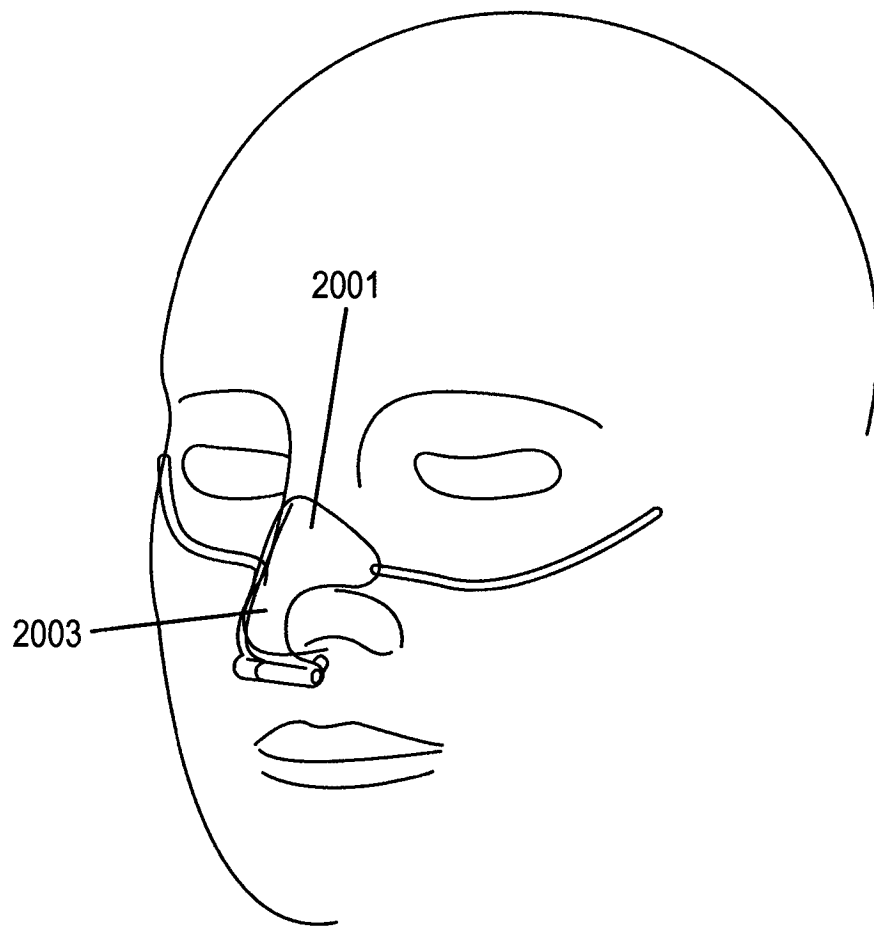


图 20

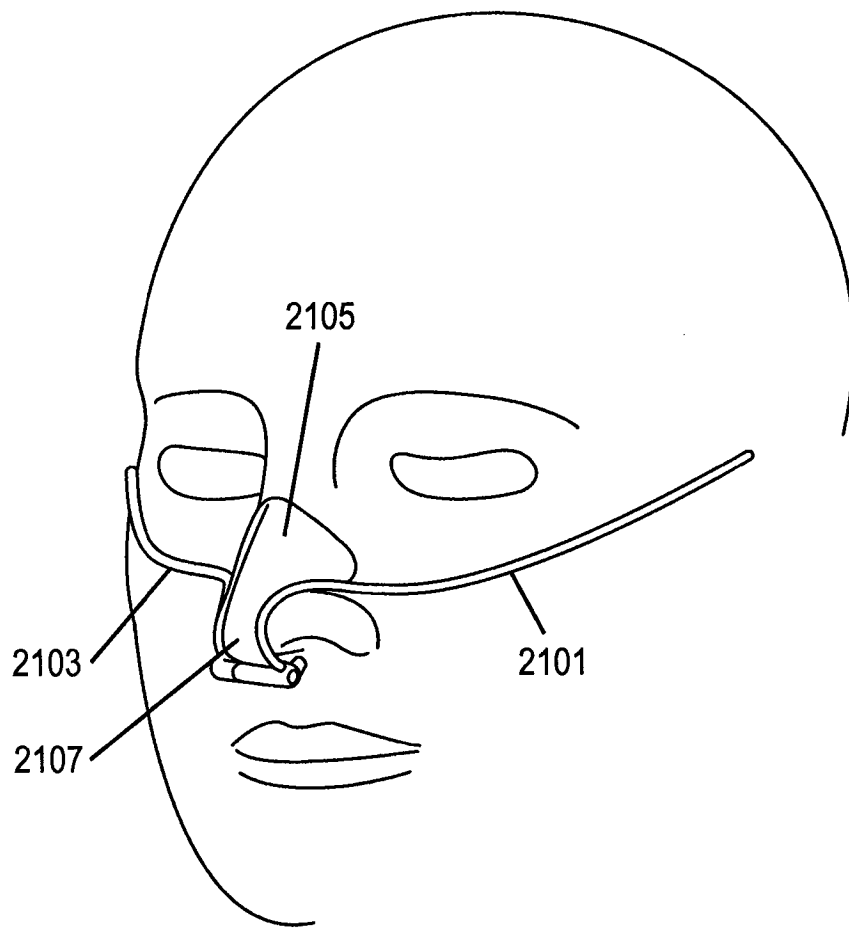


图 21

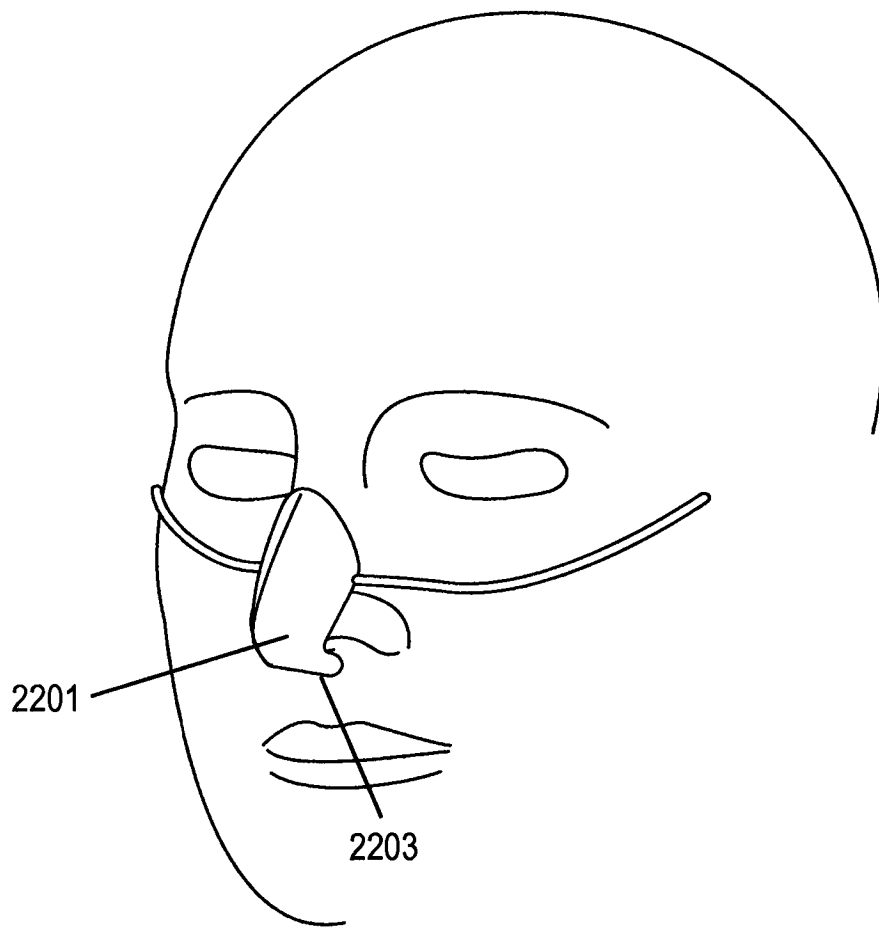


图 22

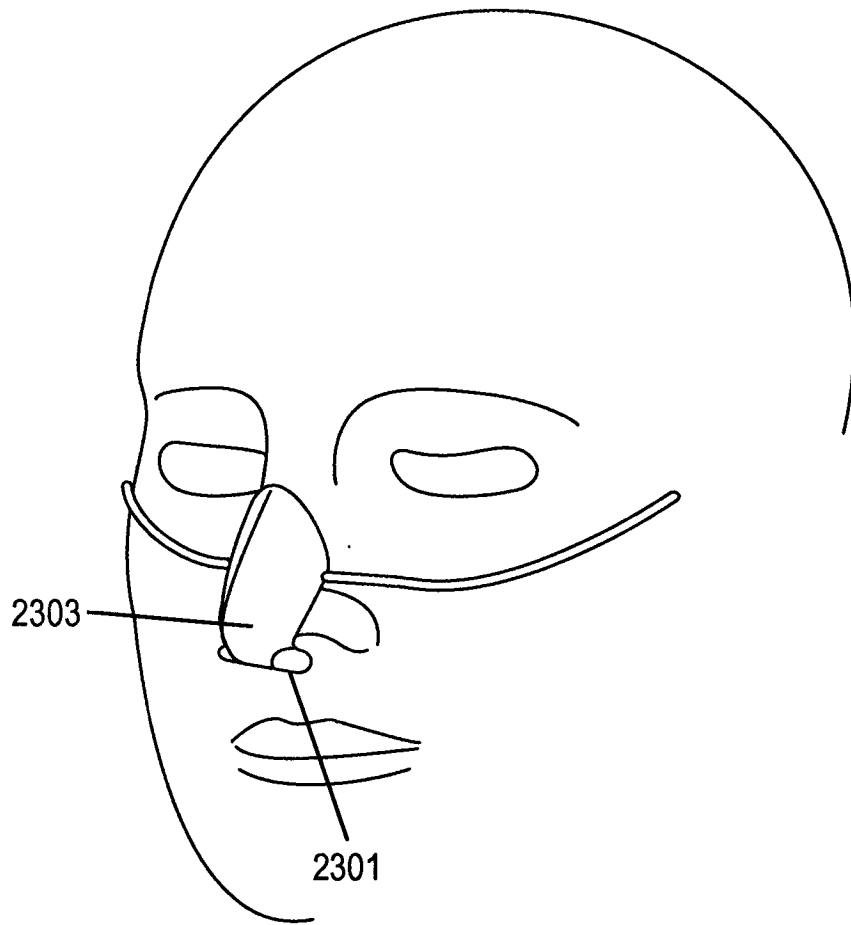


图 23

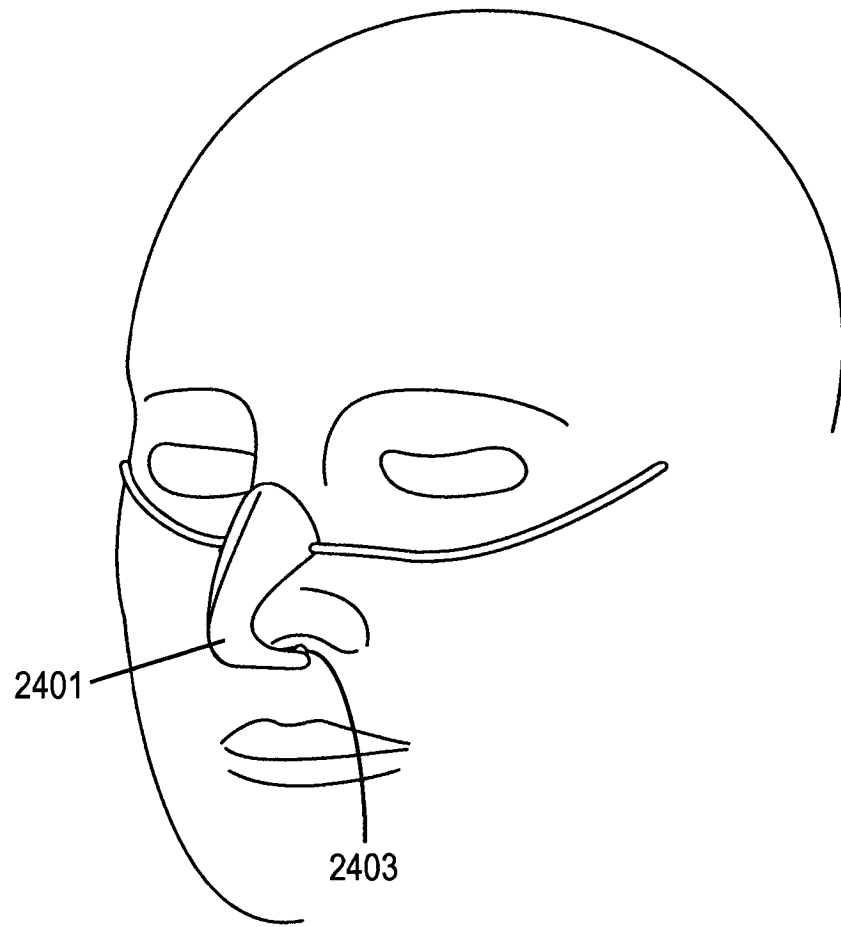


图 24

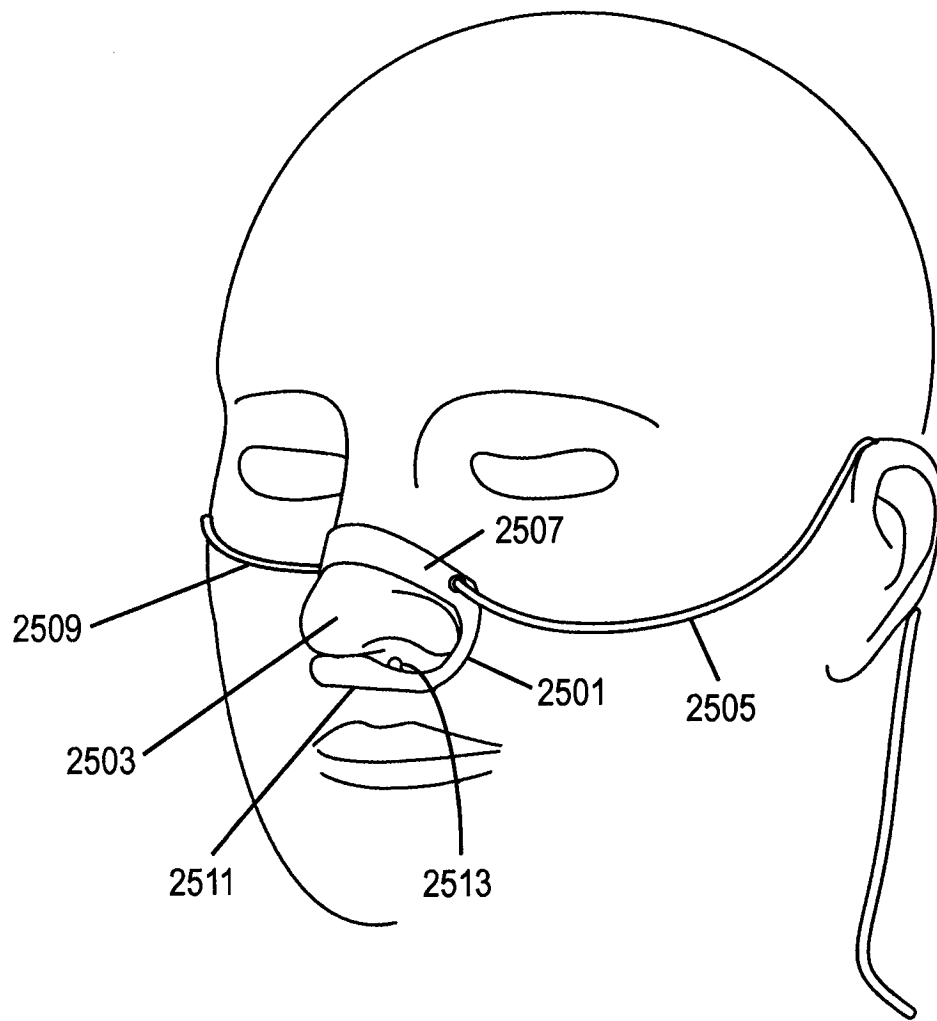


图 25

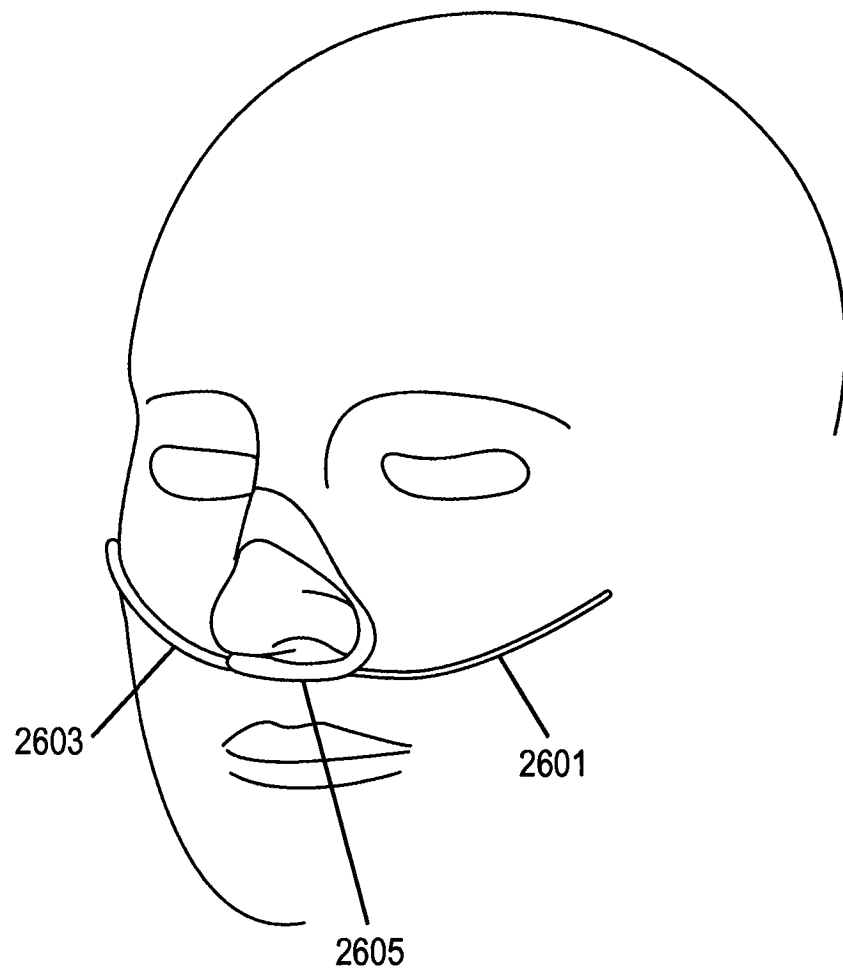


图 26

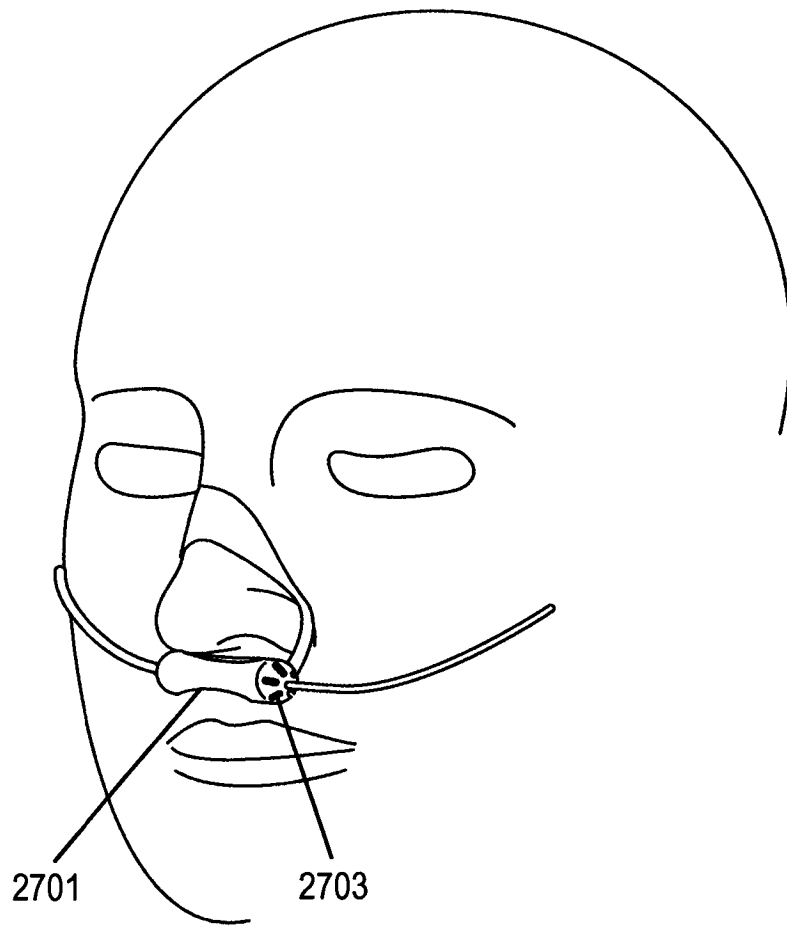


图 27

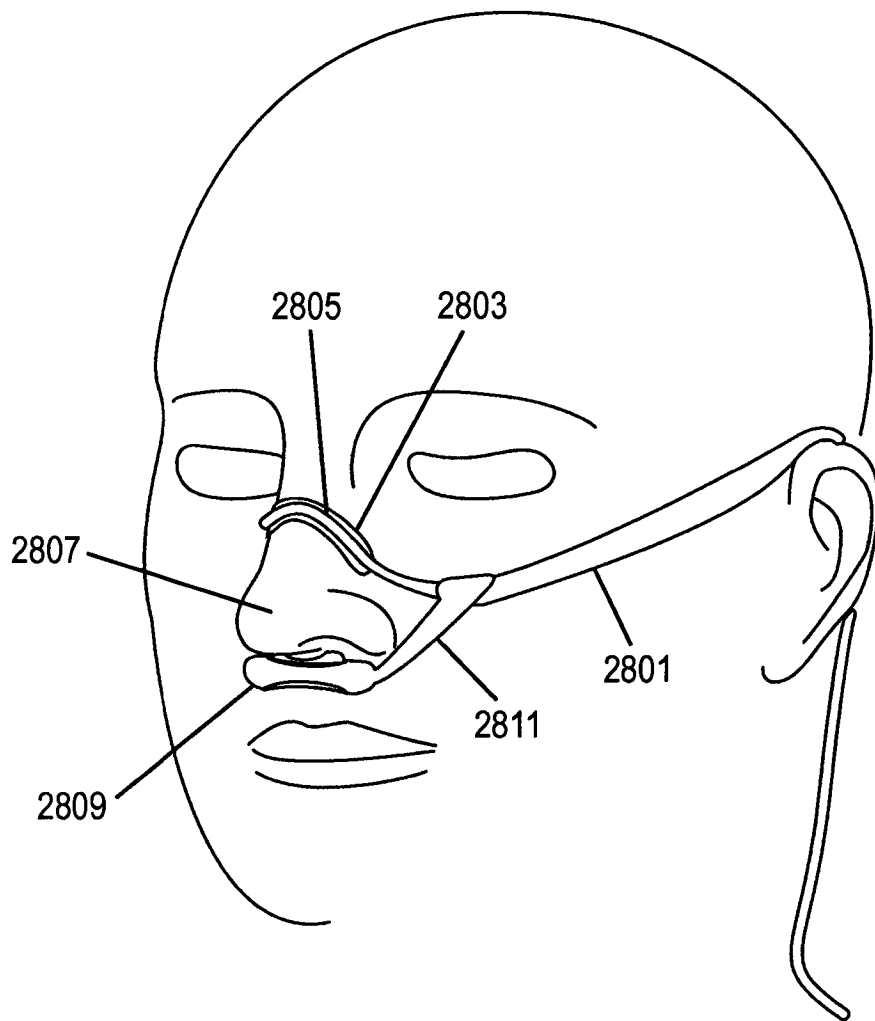


图 28

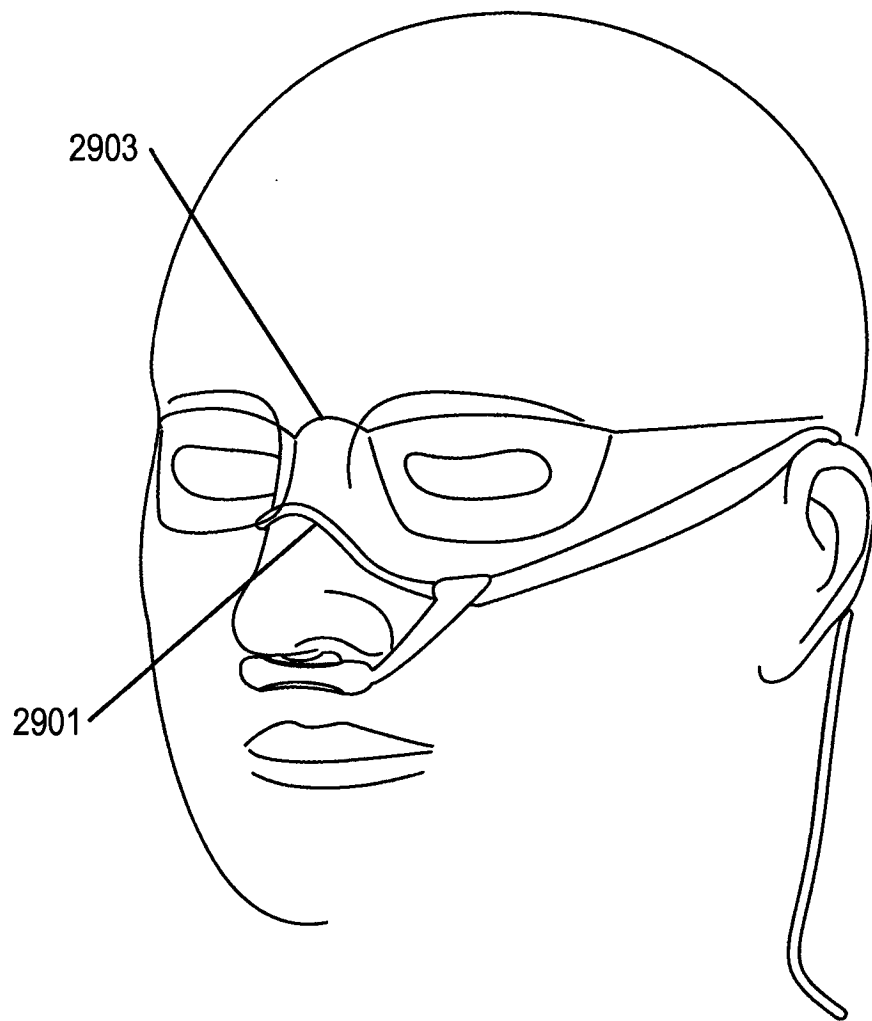


图 29

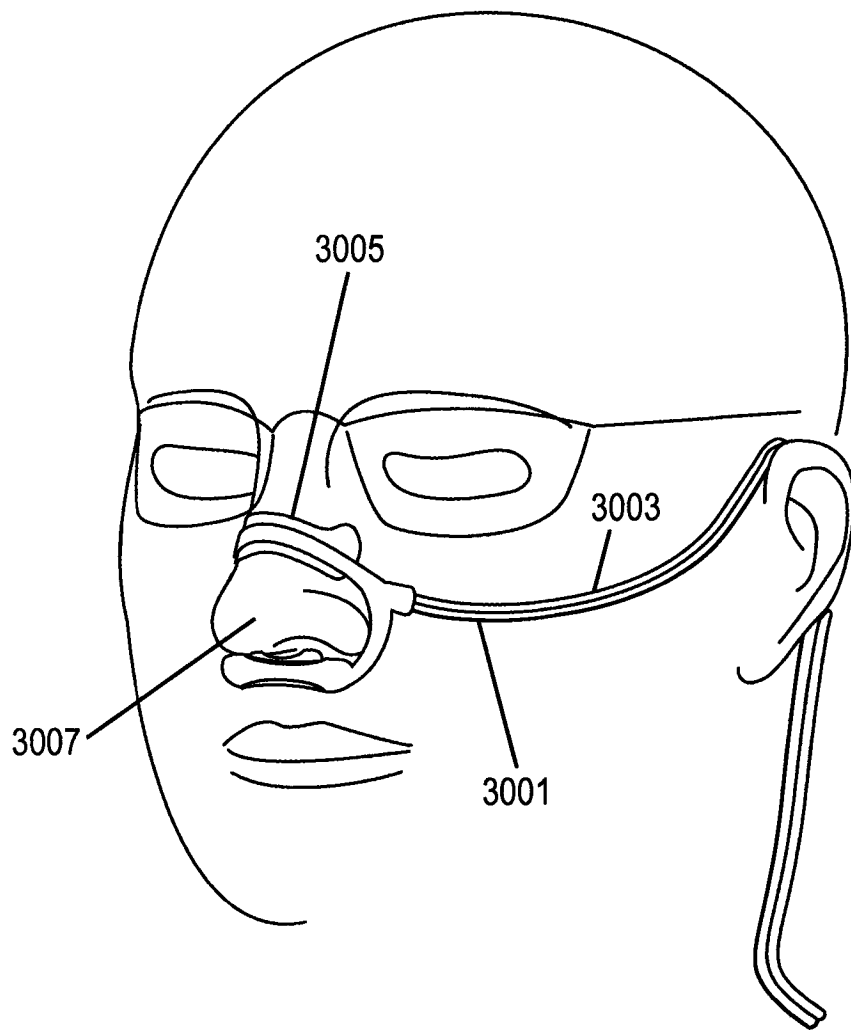


图 30

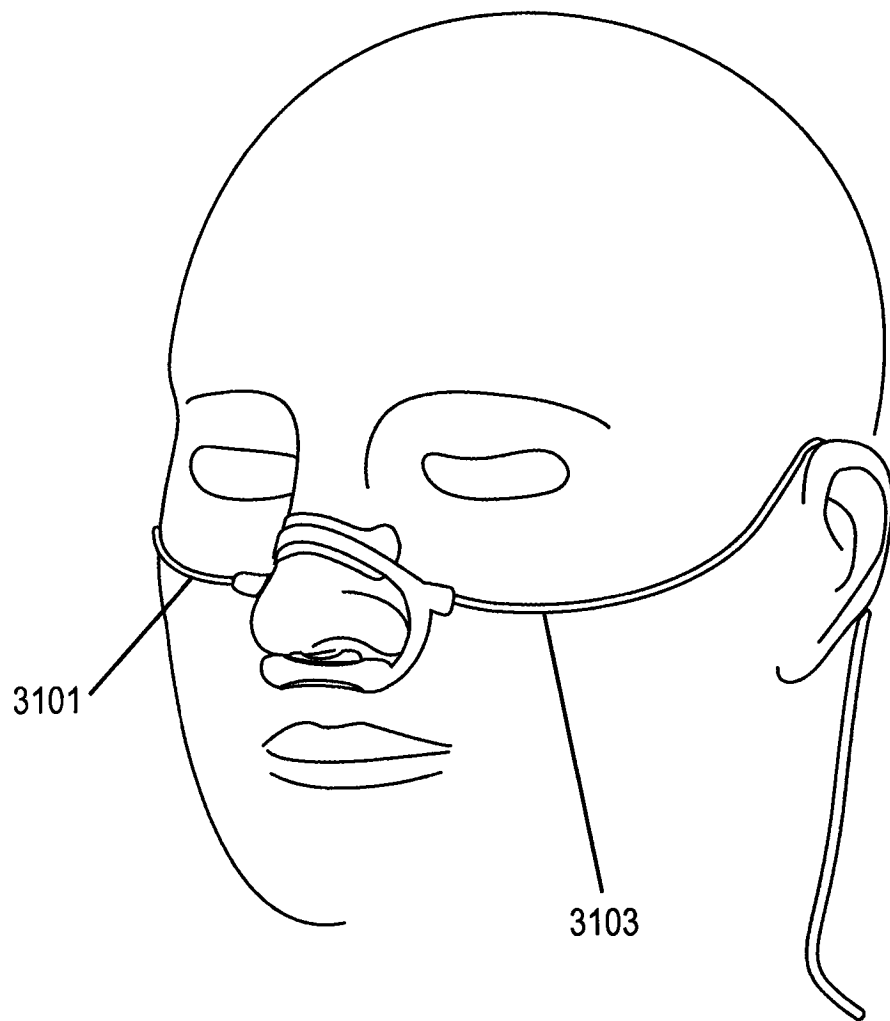


图 31

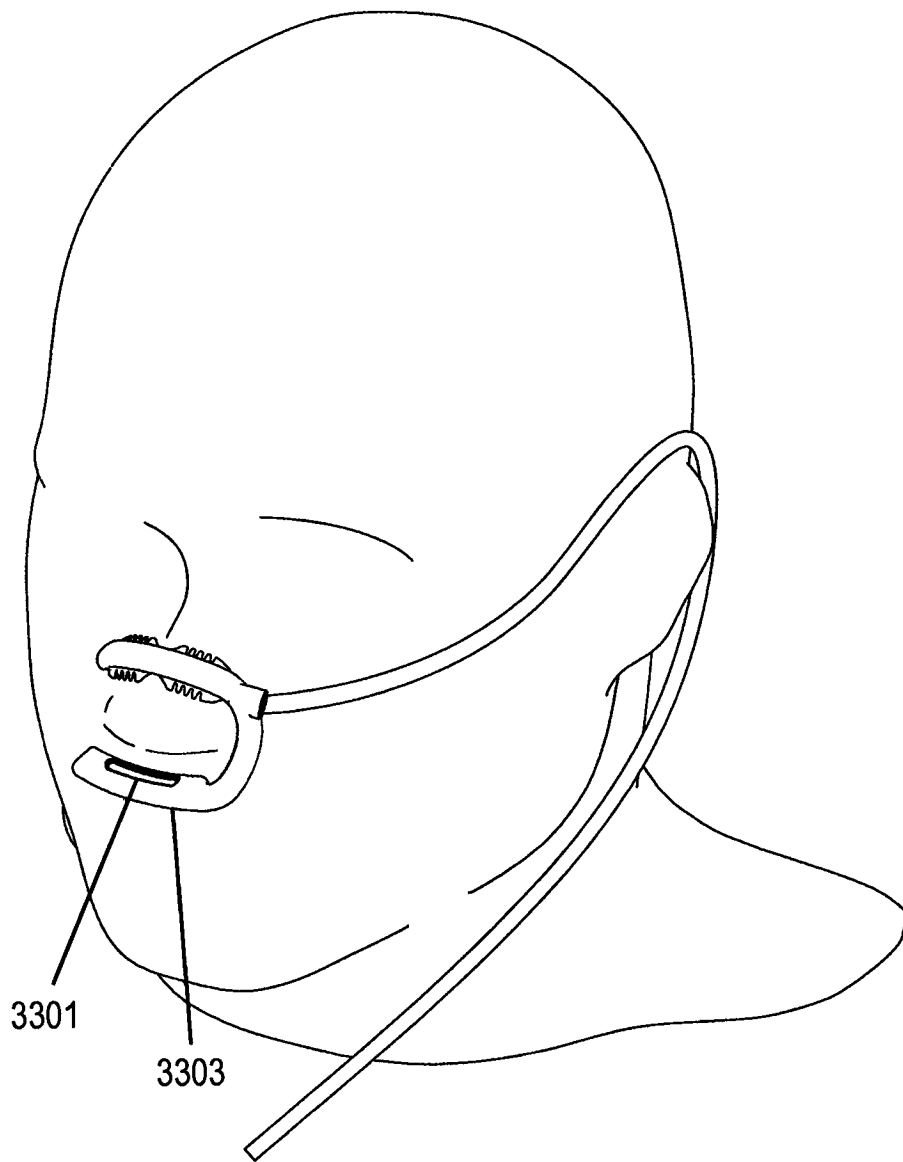


图 32

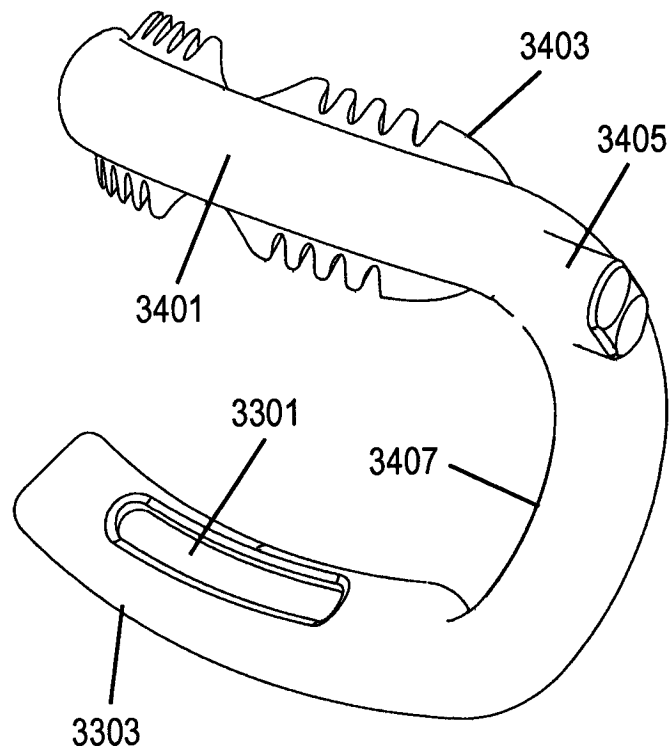


图 33

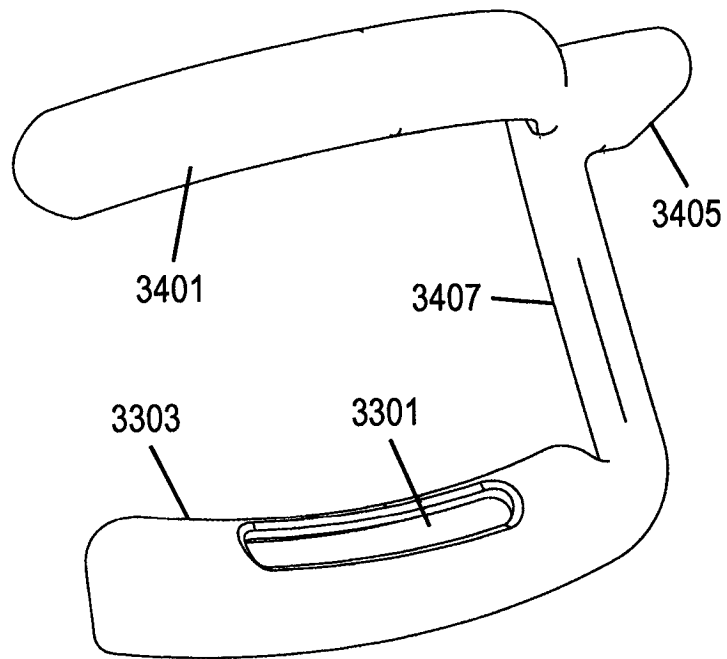


图 34

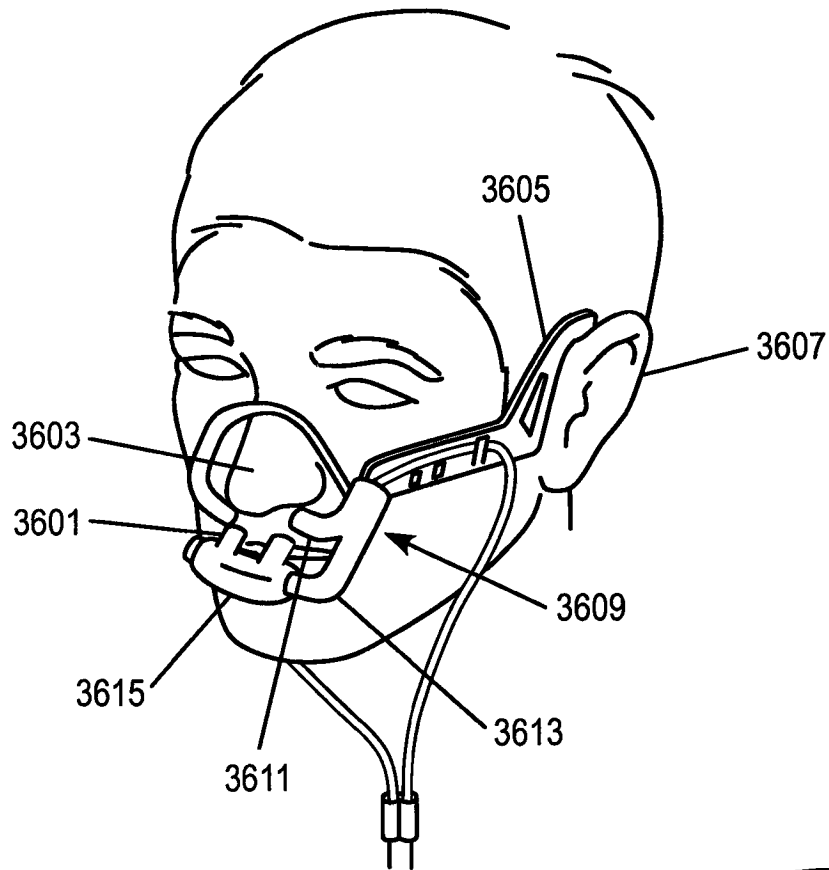


图35

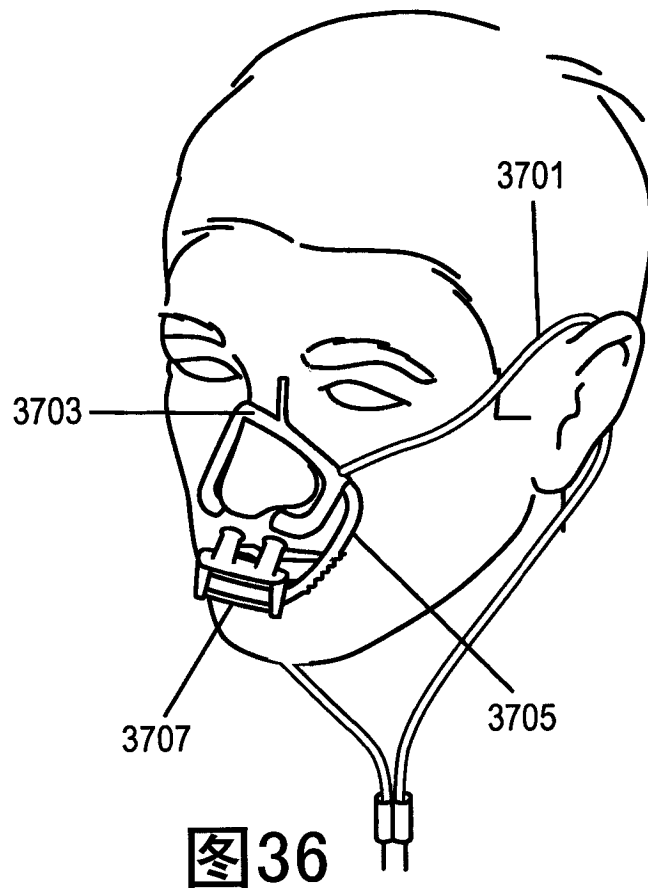


图36

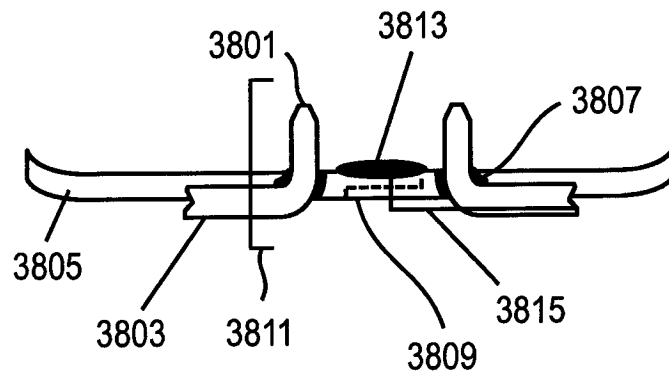


图 37

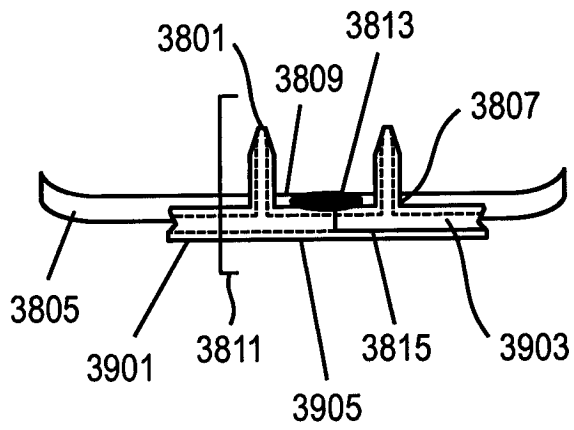


图 38

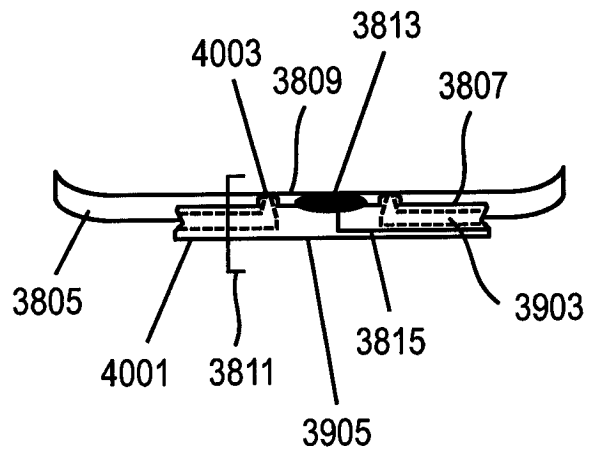


图 39

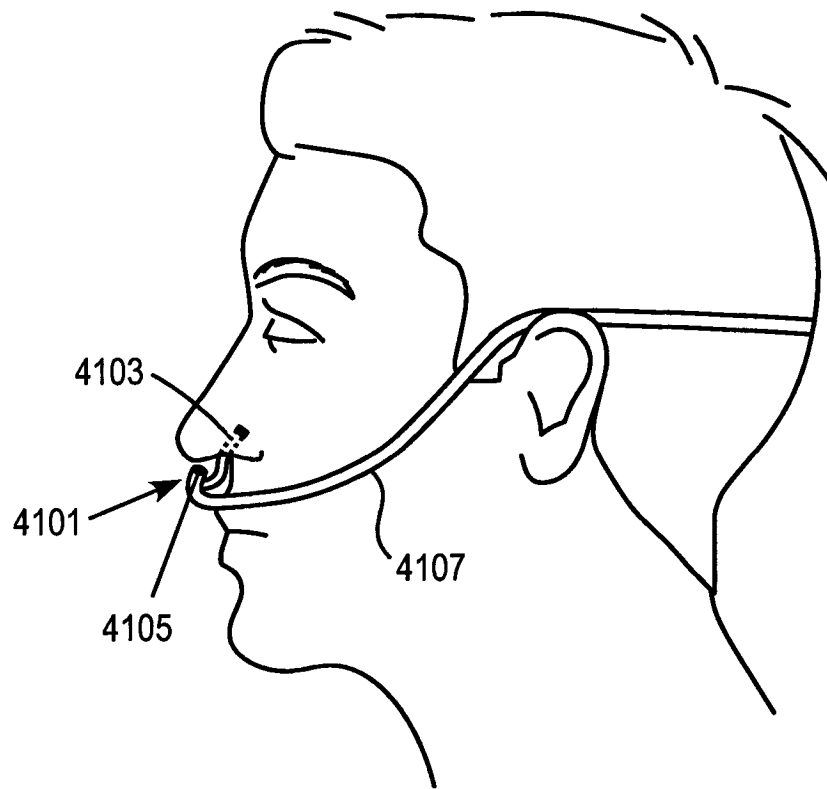


图 40

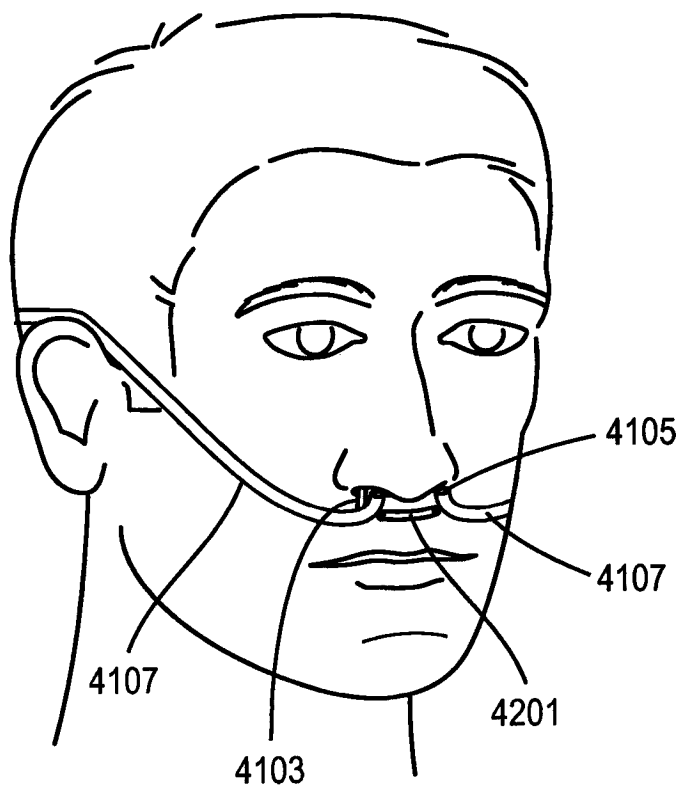


图 41

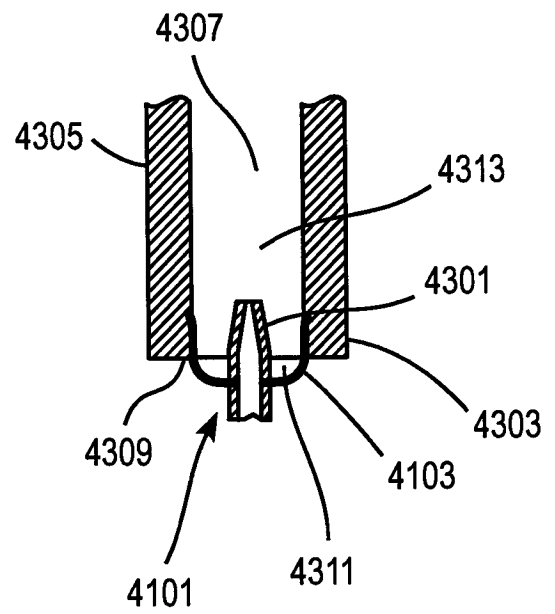


图 42

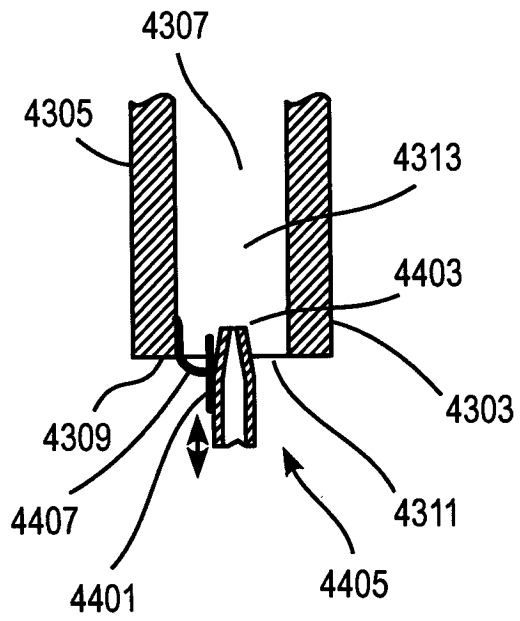


图 43

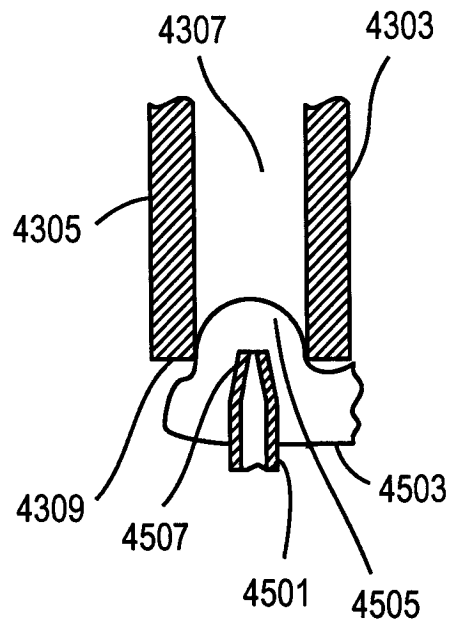


图 44

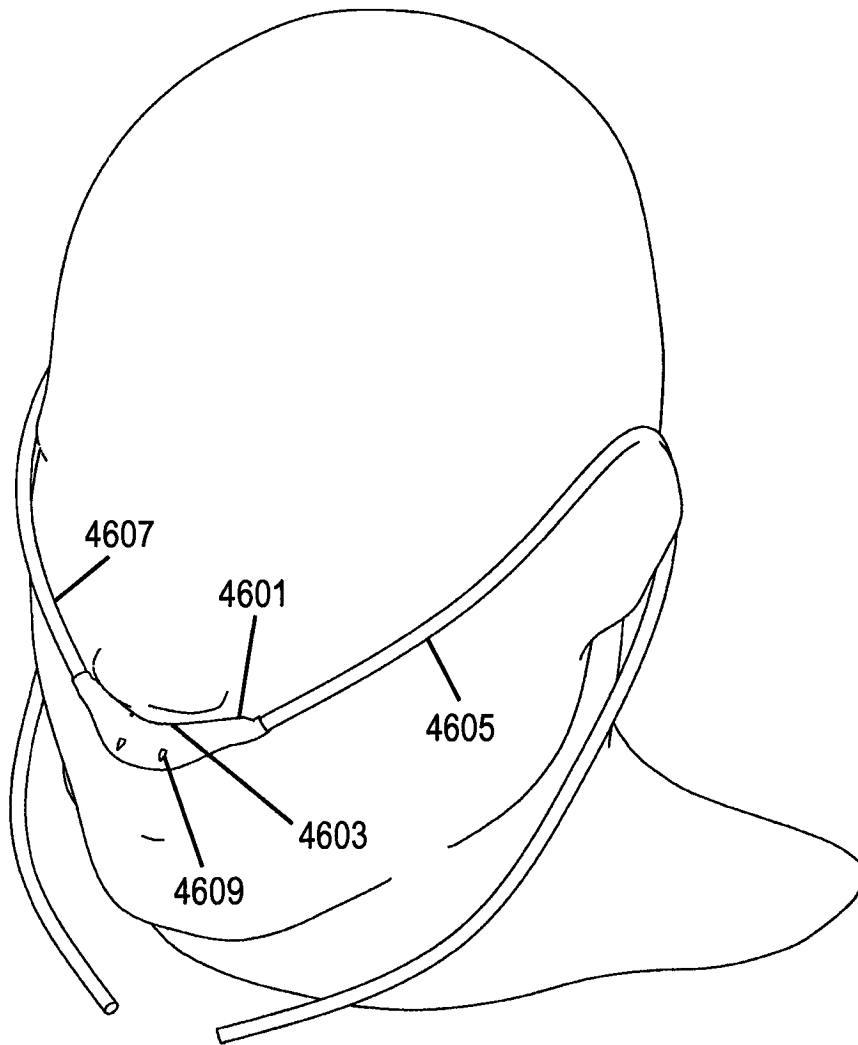


图 45

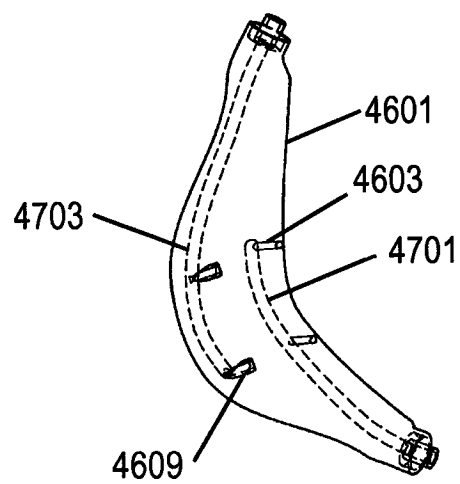


图 46

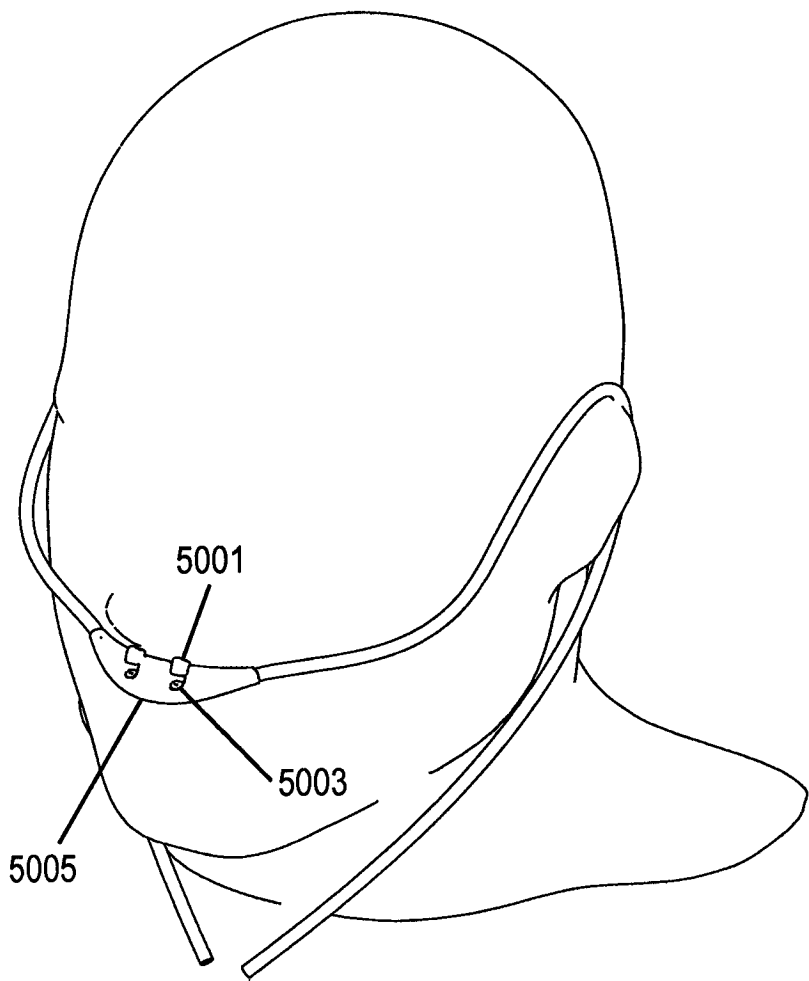


图 47

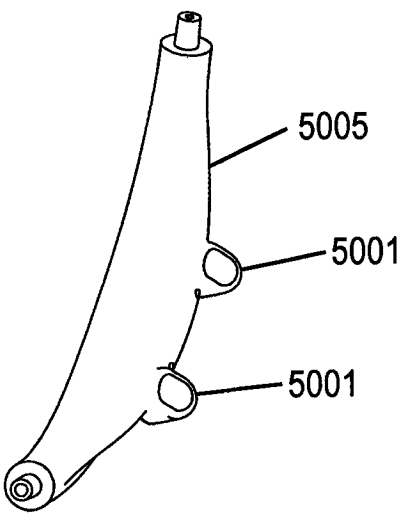


图 48

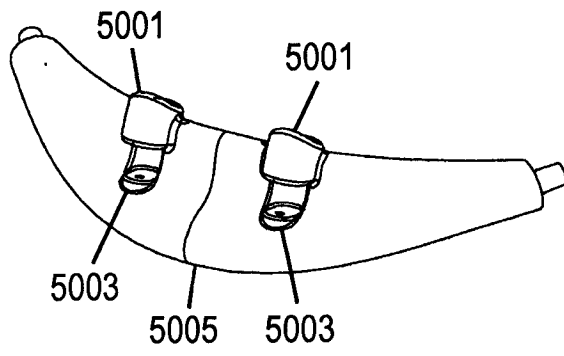


图49

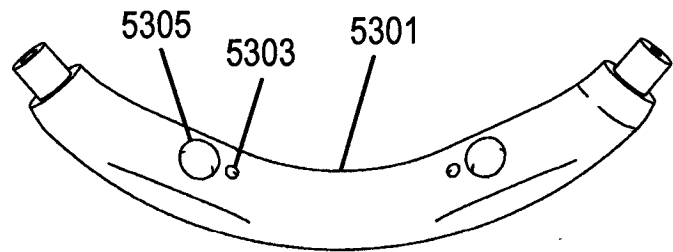


图50A

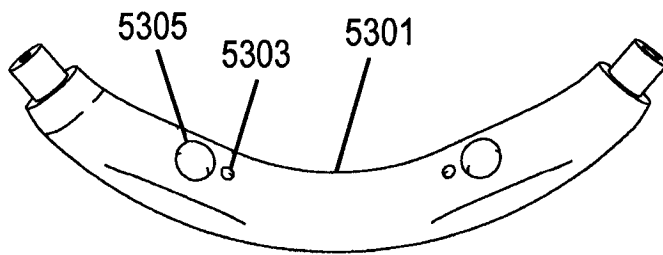


图 50B

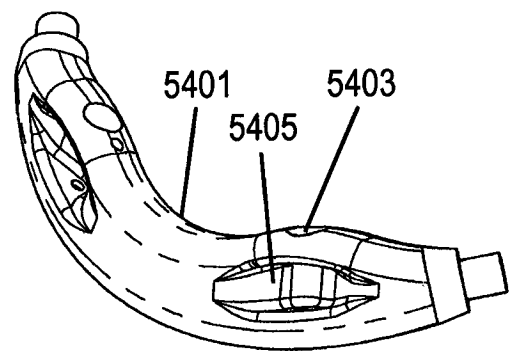


图 51A

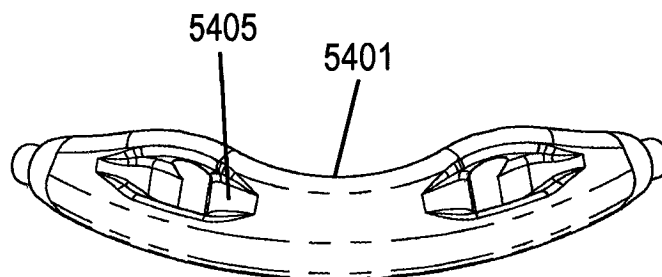


图 51B

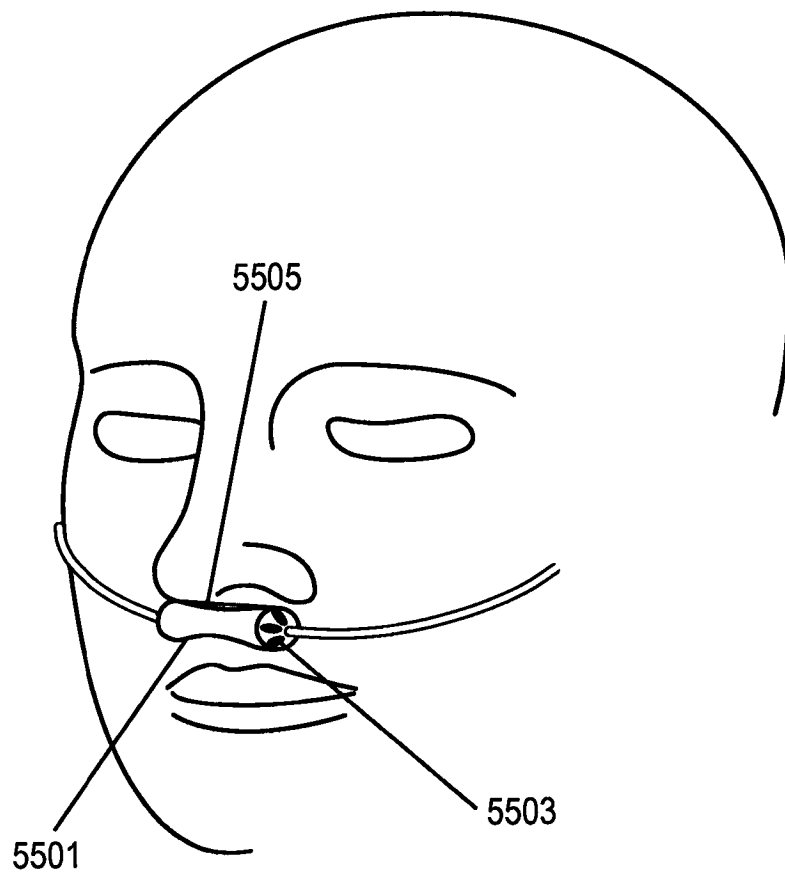


图 52

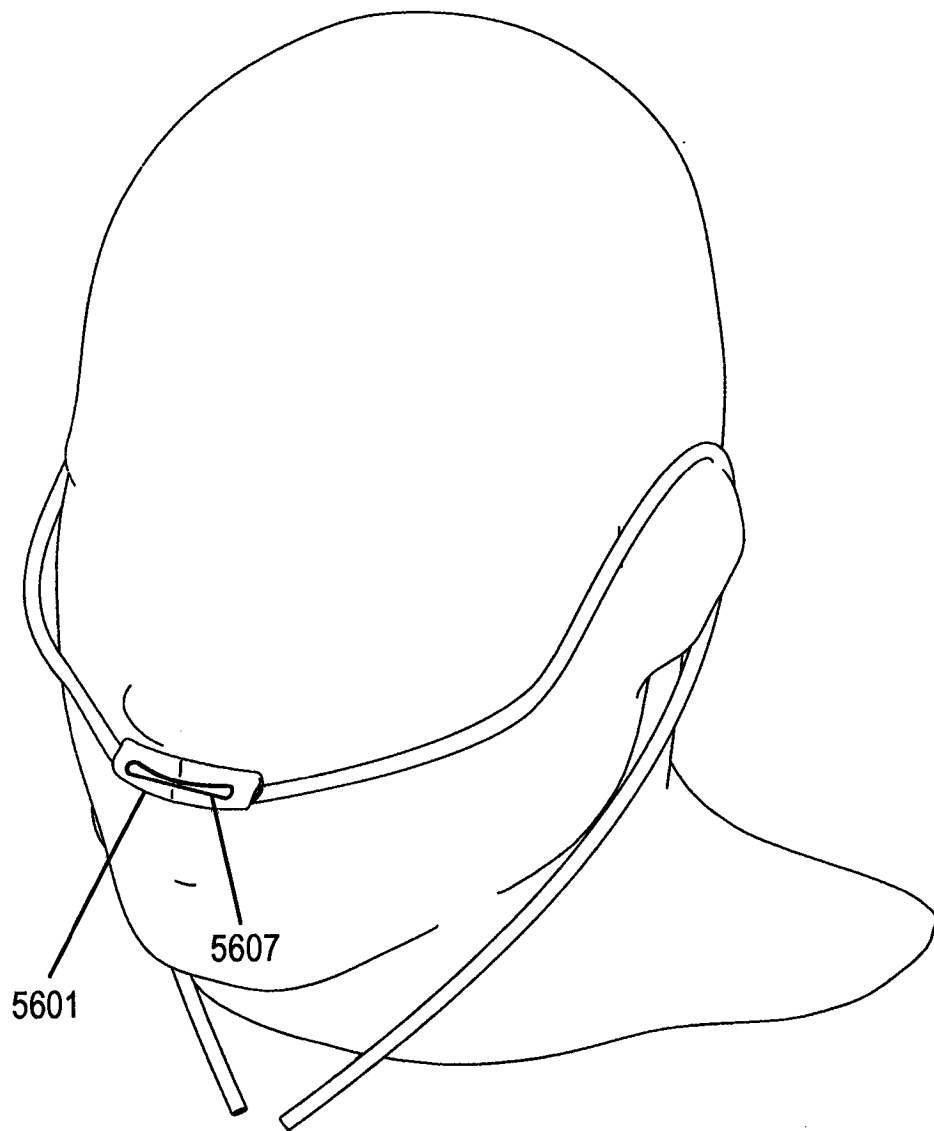


图 53

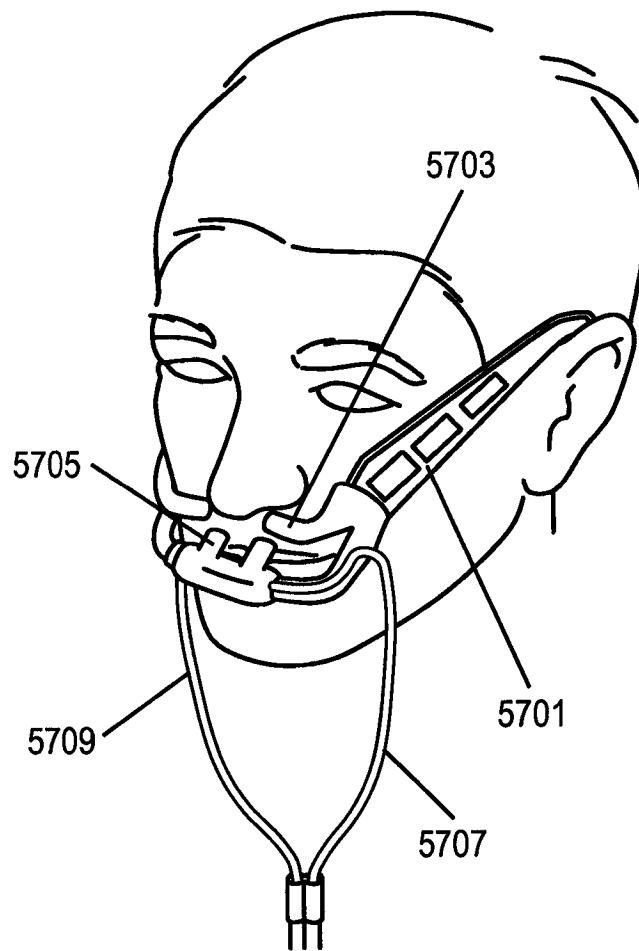


图 54

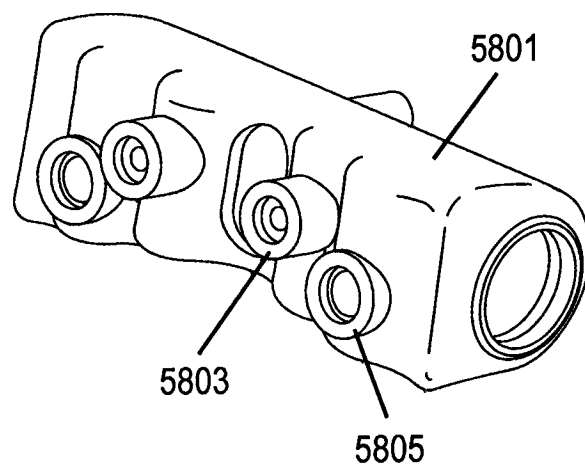


图 55

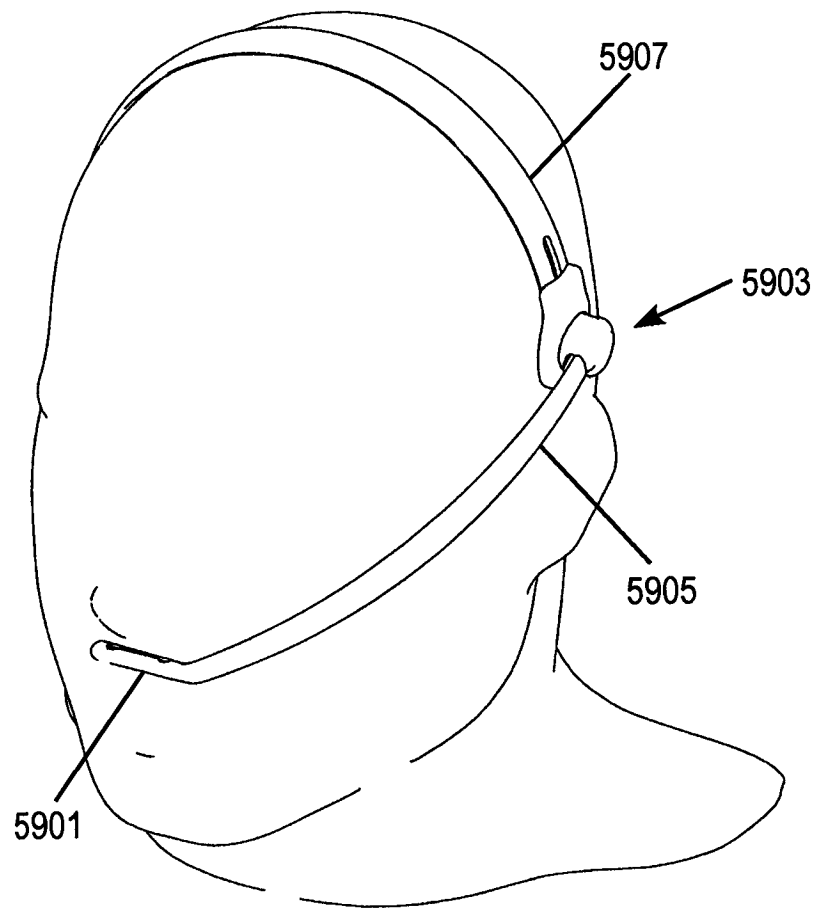


图 56

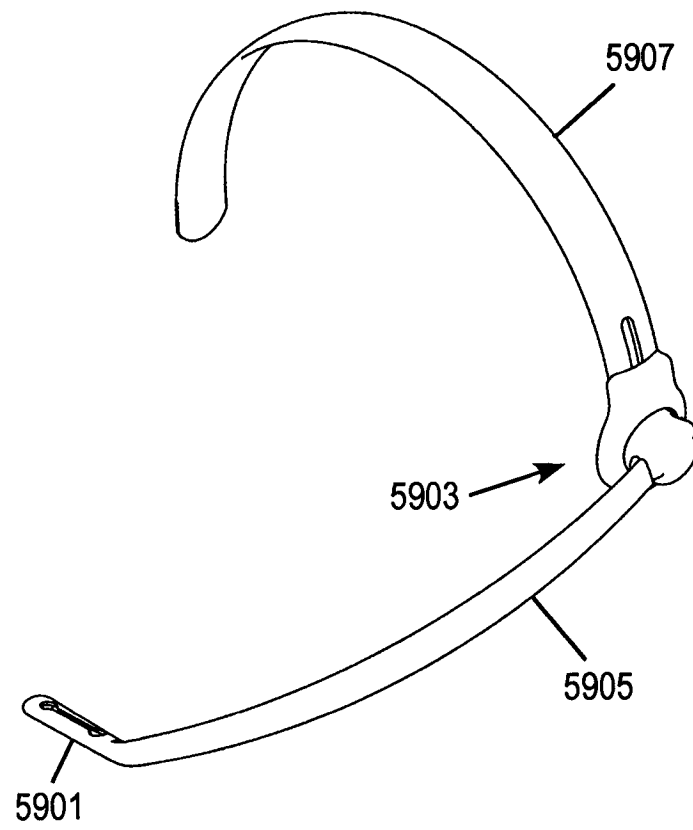


图 57

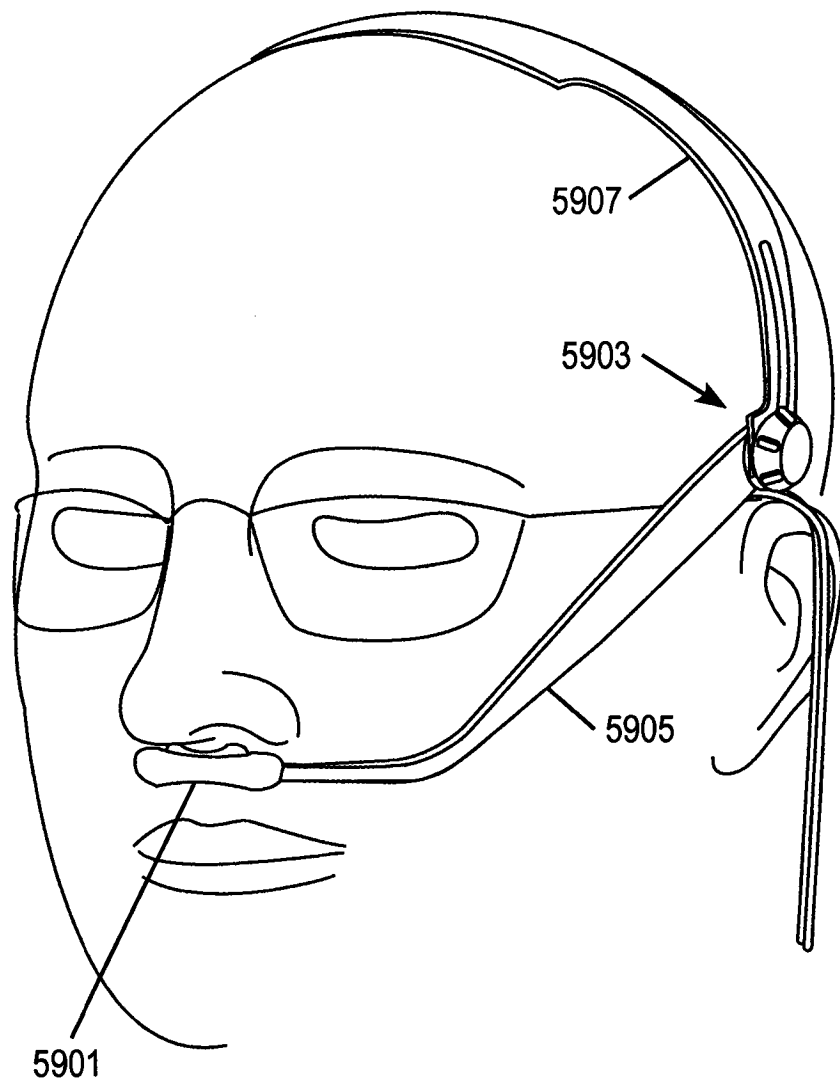


图 58

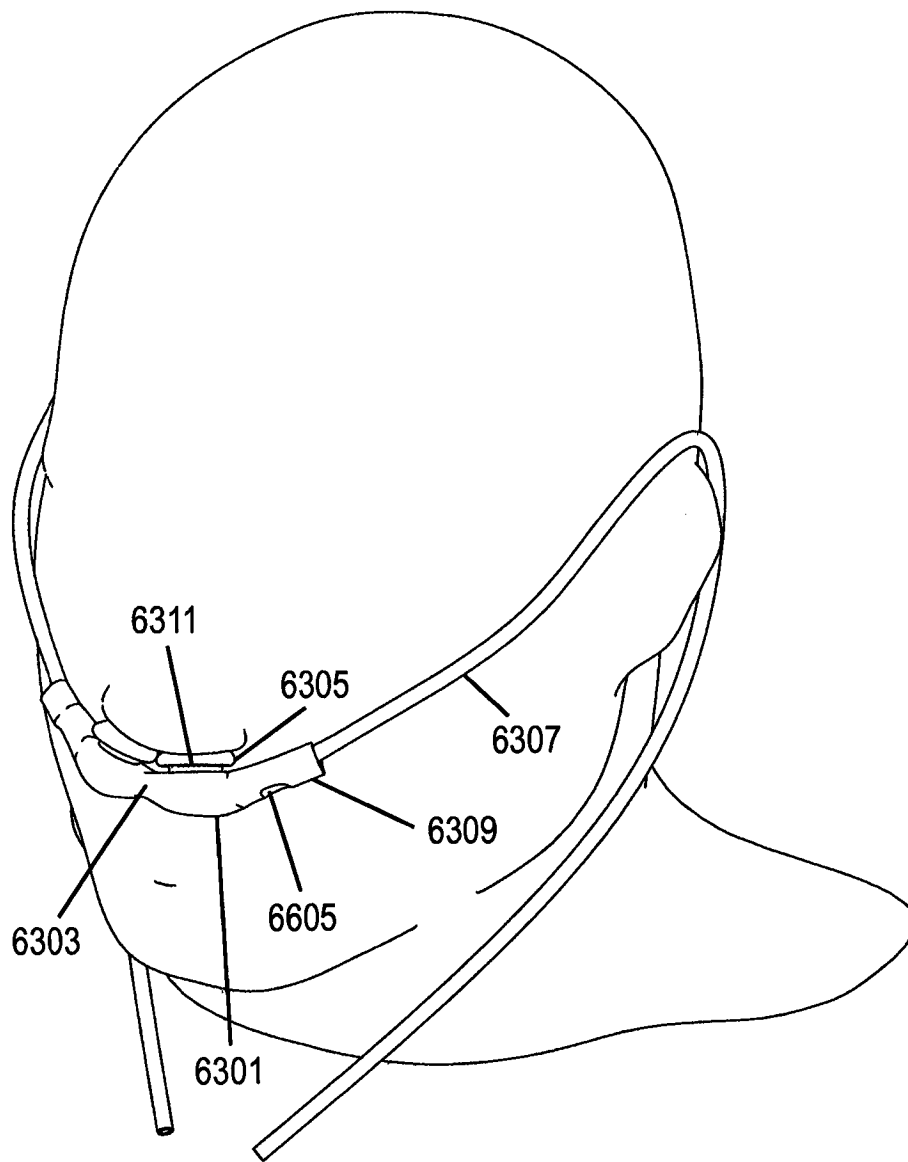


图 59

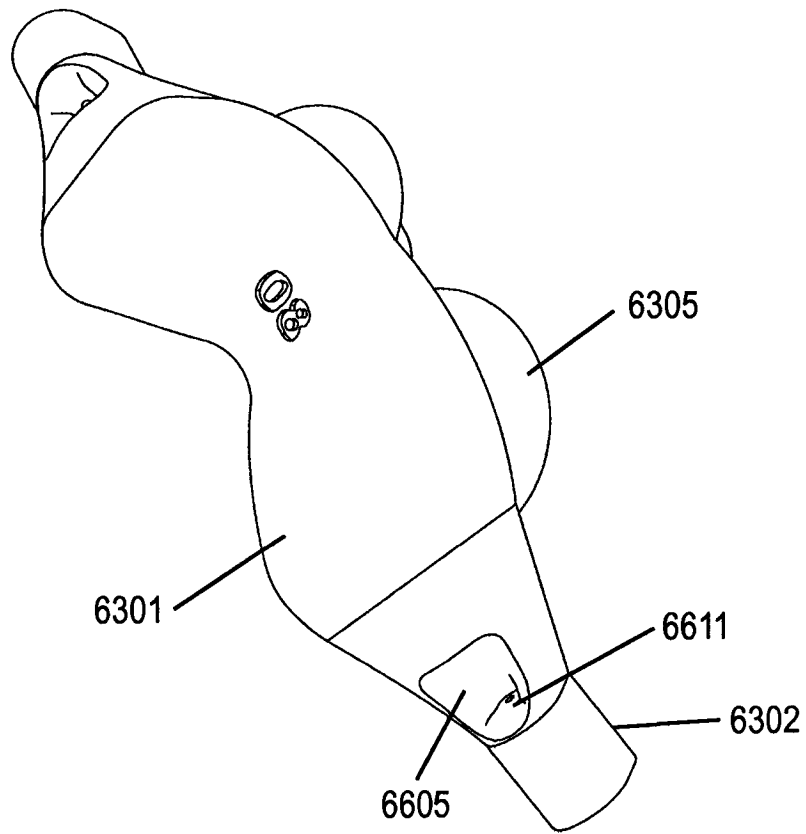


图 60

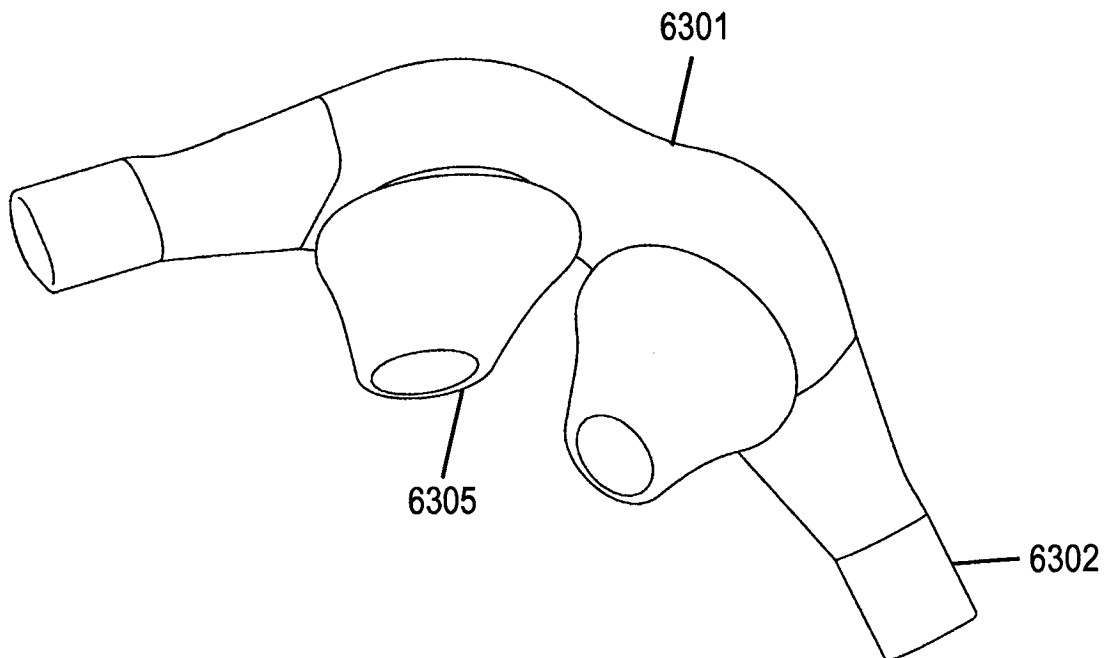


图 61A

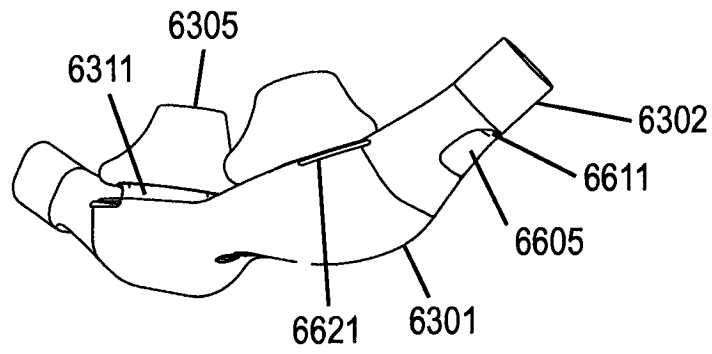
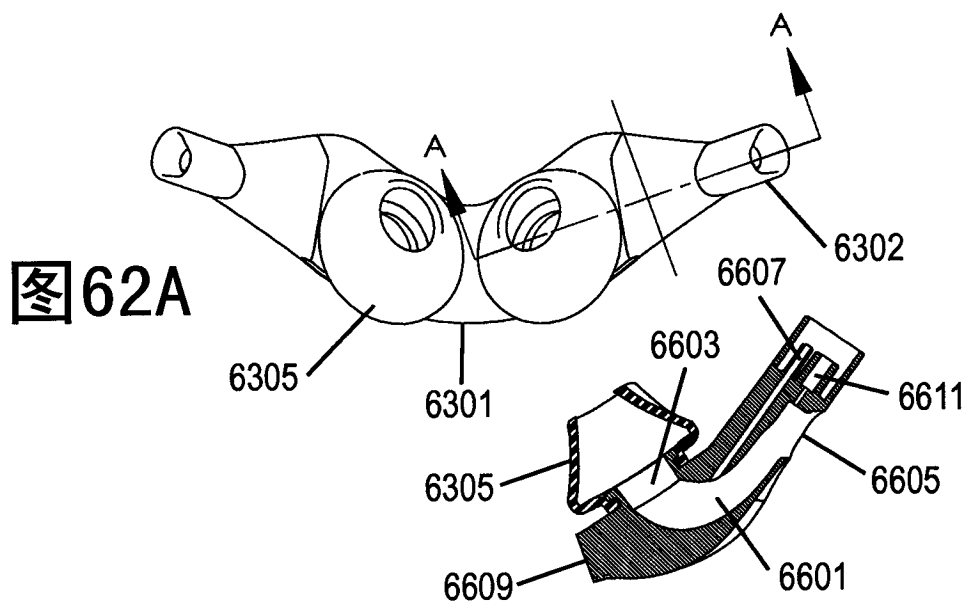
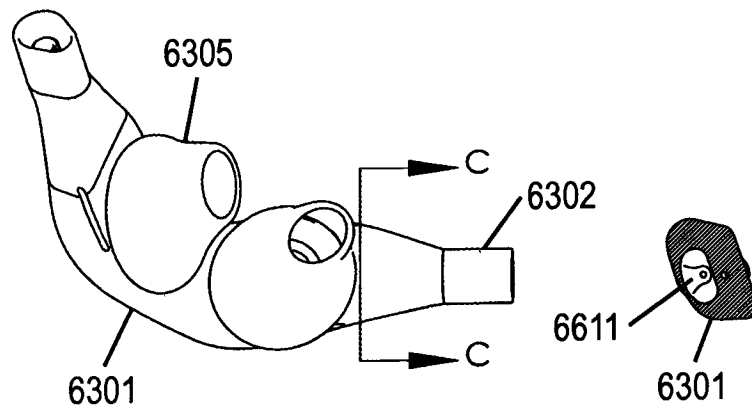


图 61B



截面A-A

图 62B



截面C-C

图63A

图63B

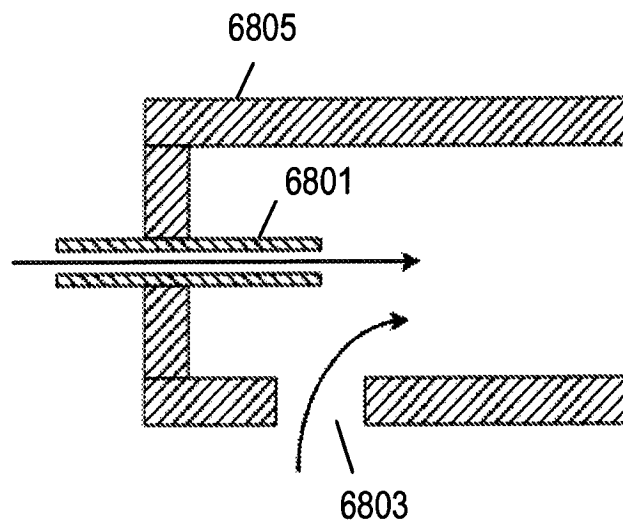


图 64A

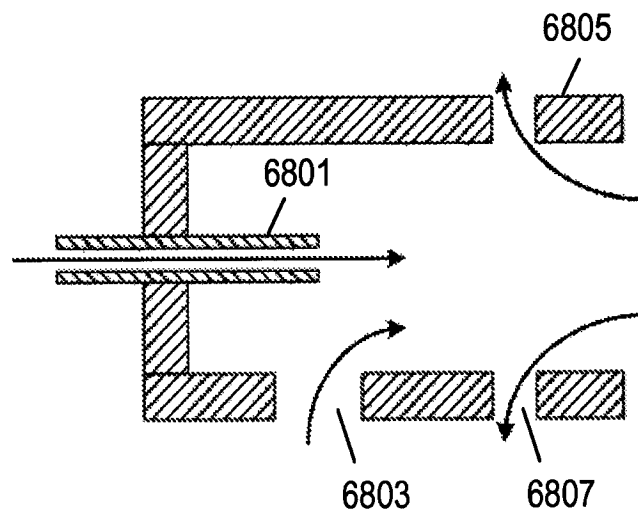


图 64B

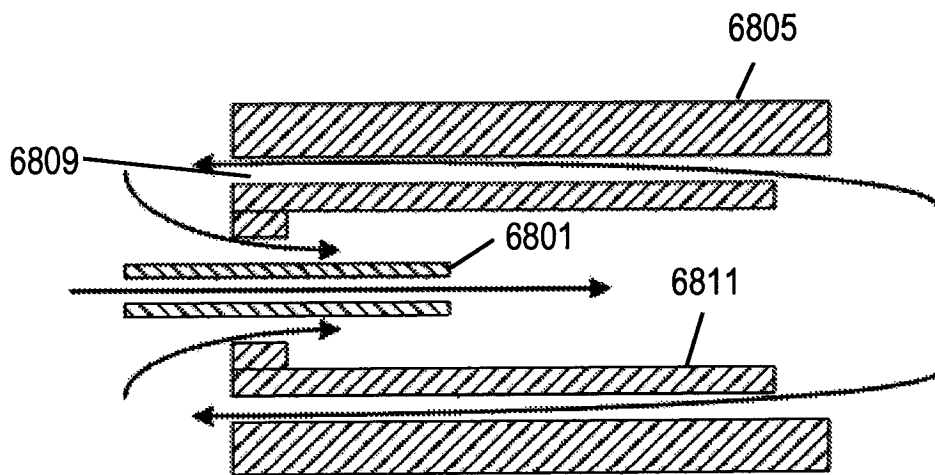


图 64C

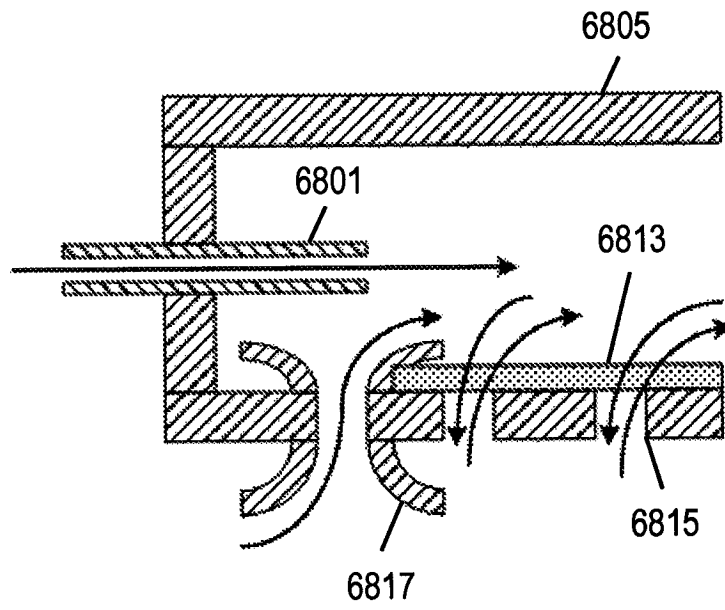


图 64D

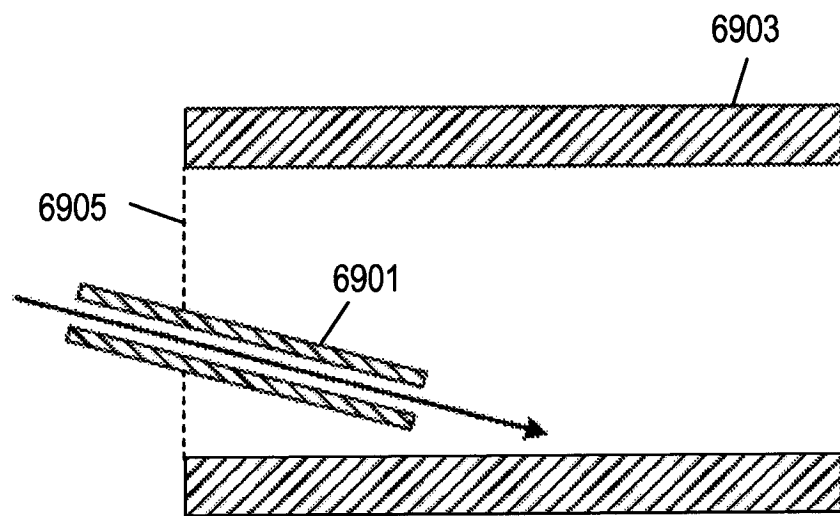


图 65

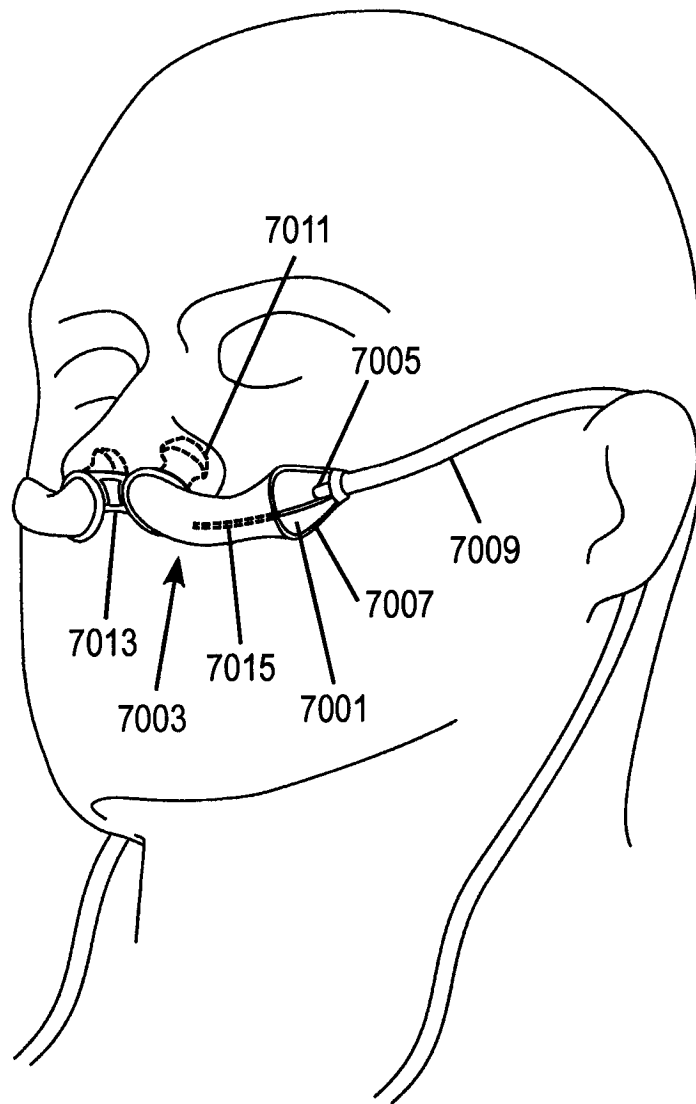


图 66

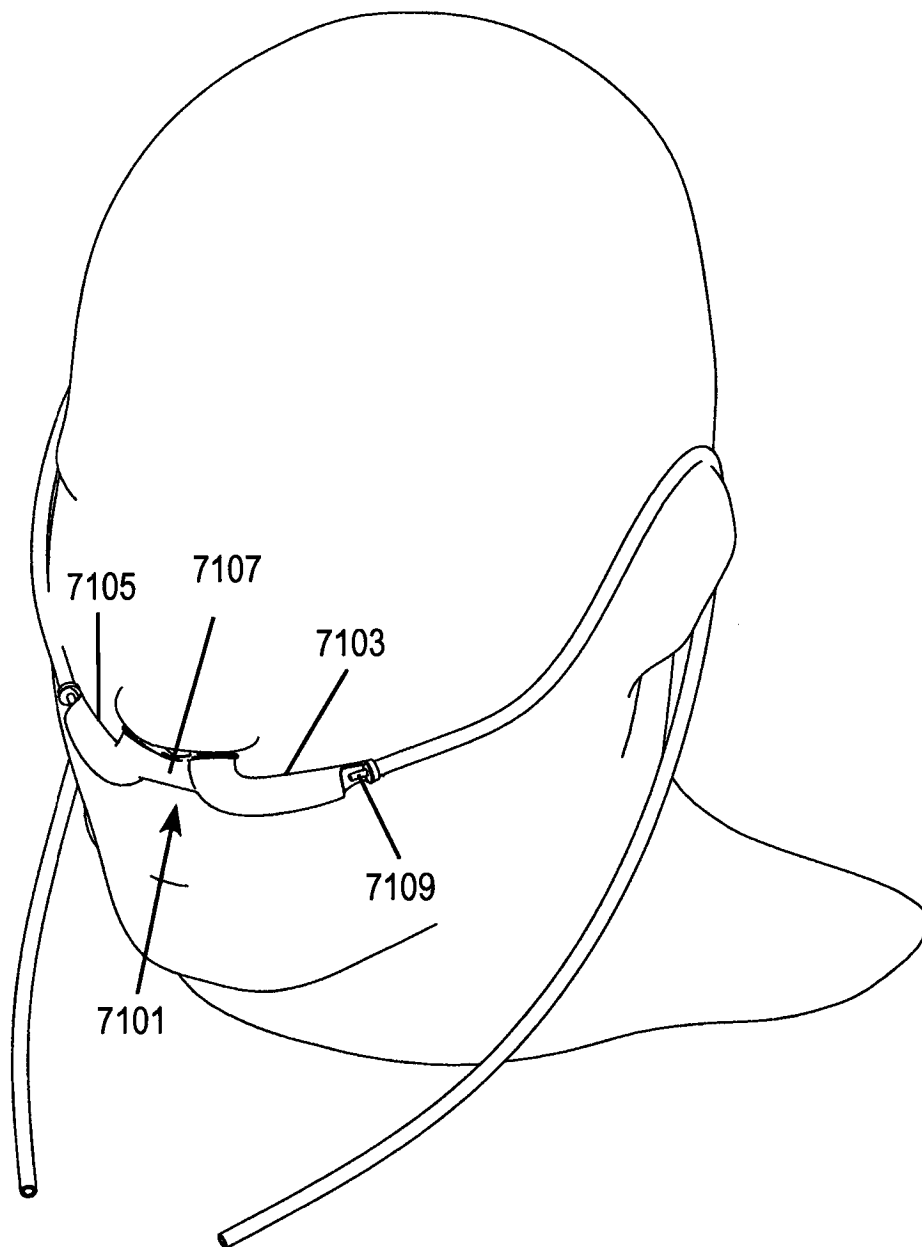


图 67

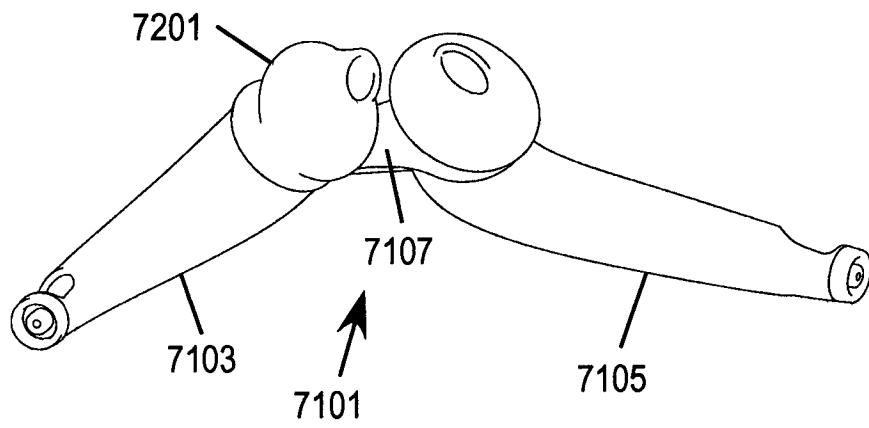


图 68

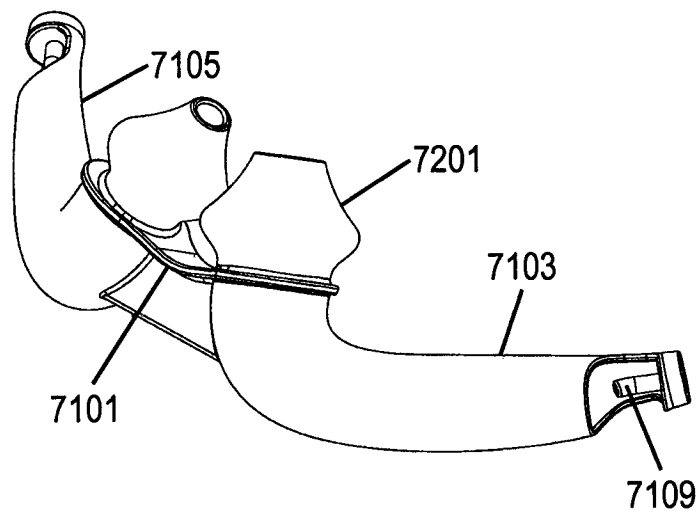


图 69

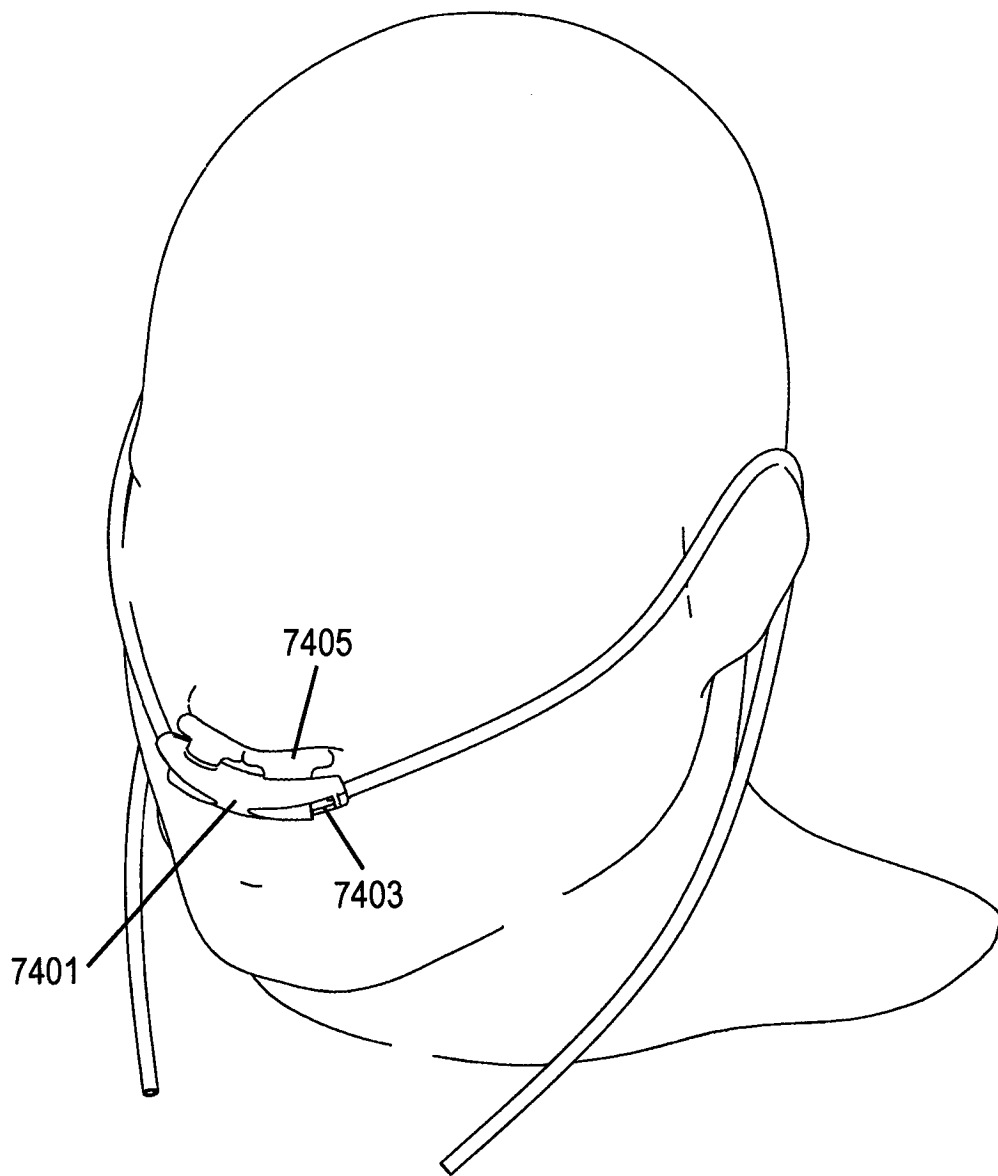


图 70

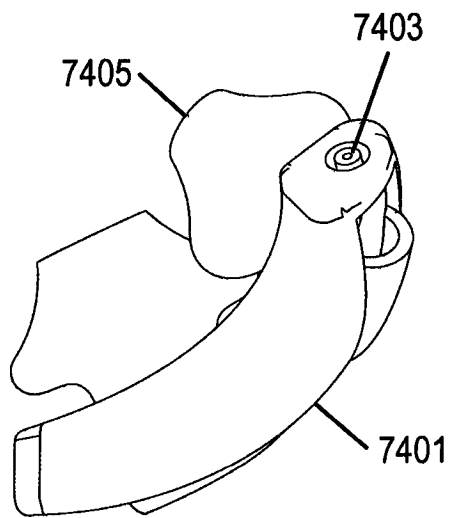


图 71

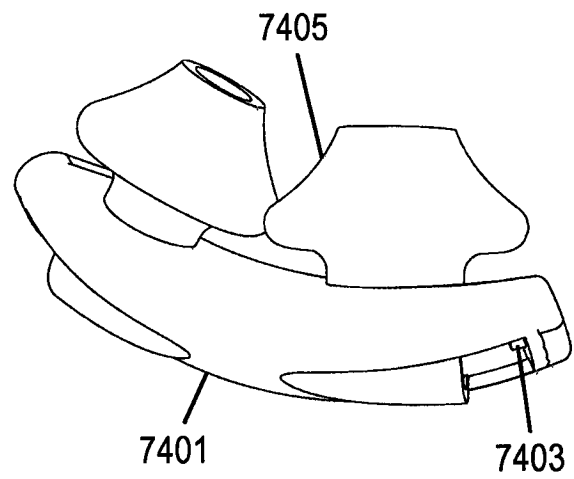


图 72

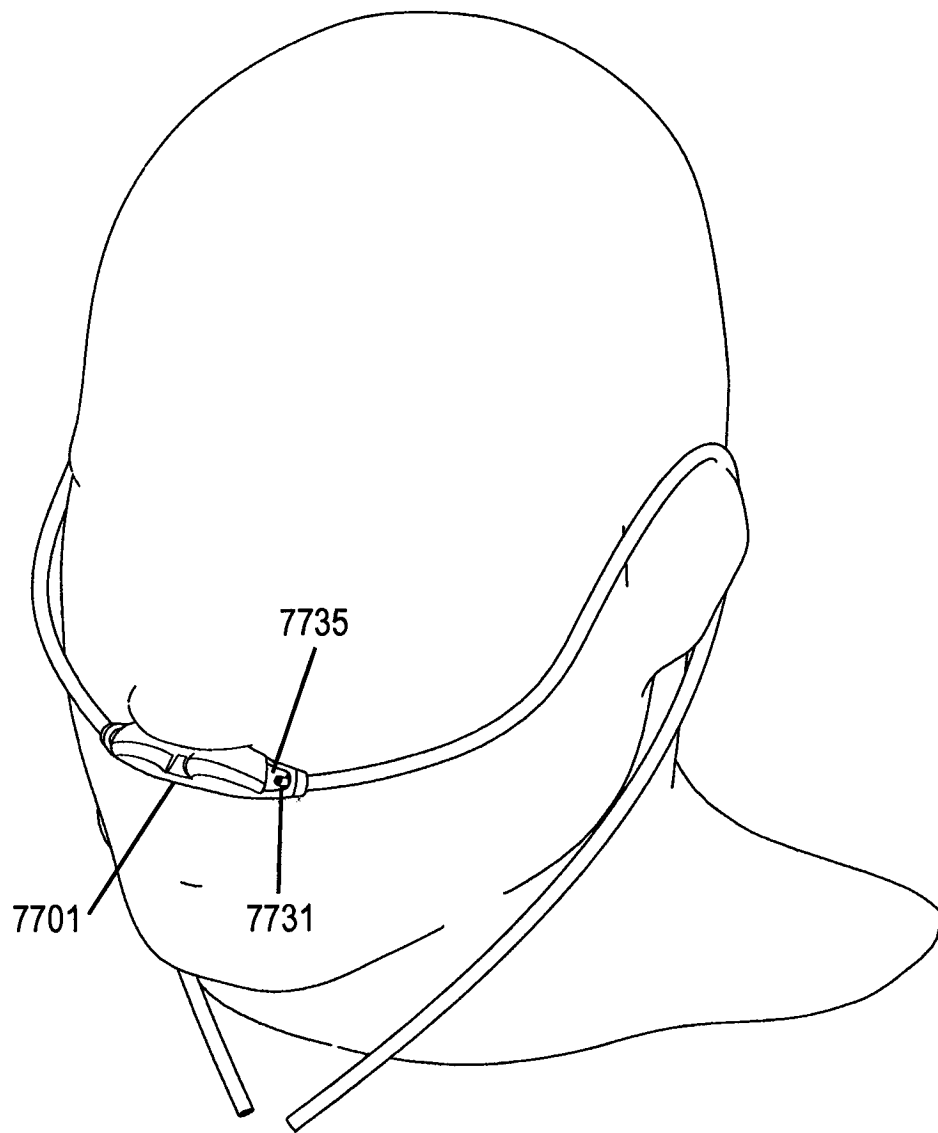


图 73

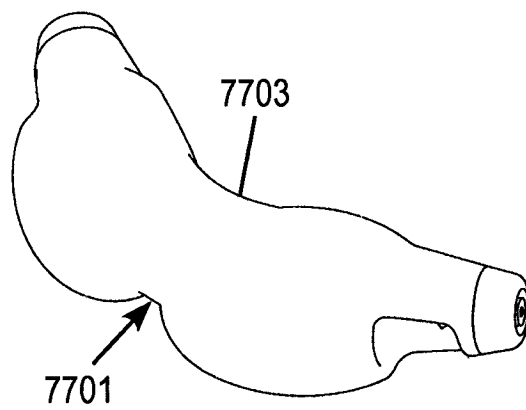


图 74

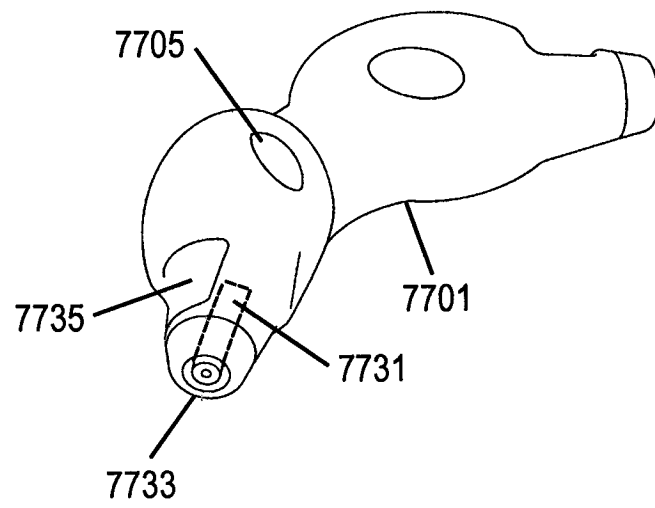


图 75

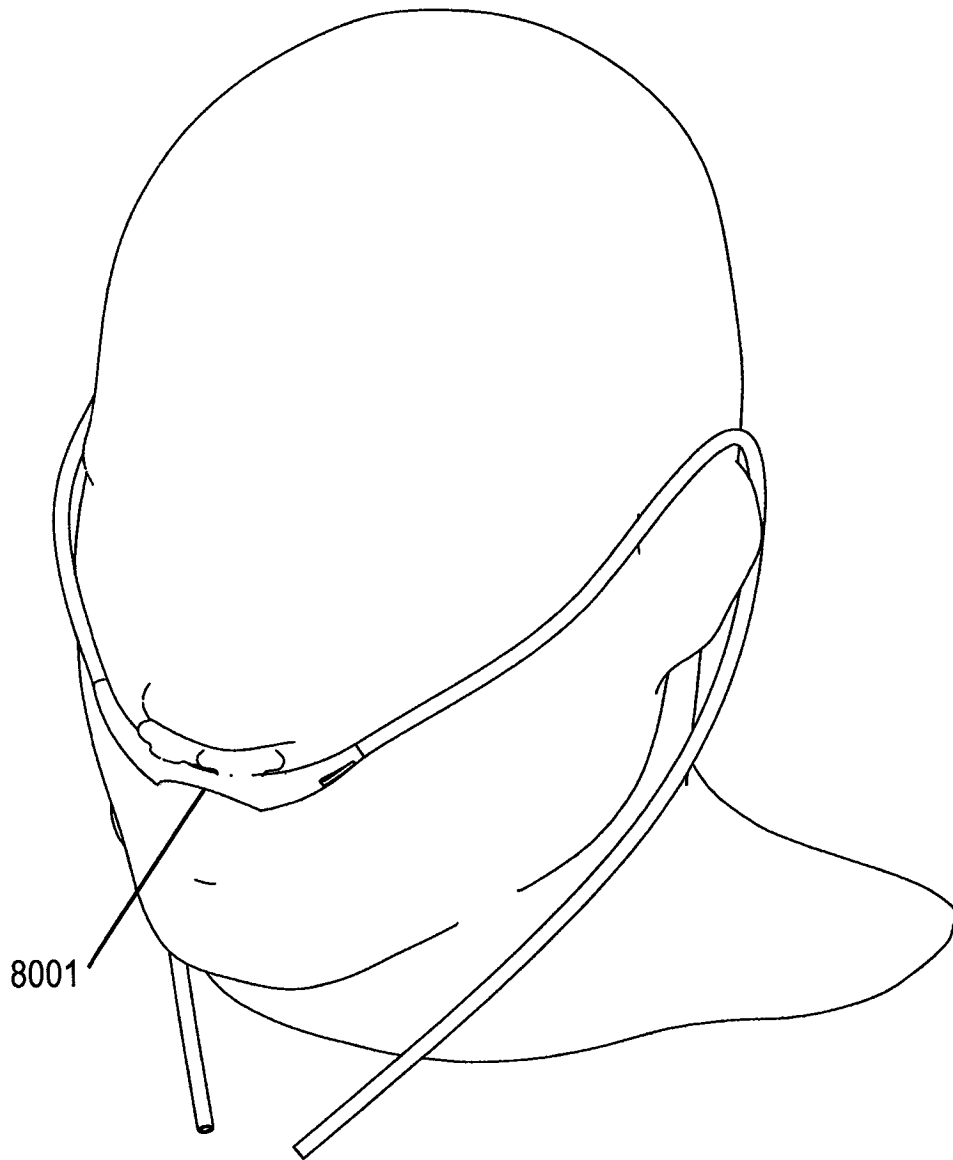


图 76

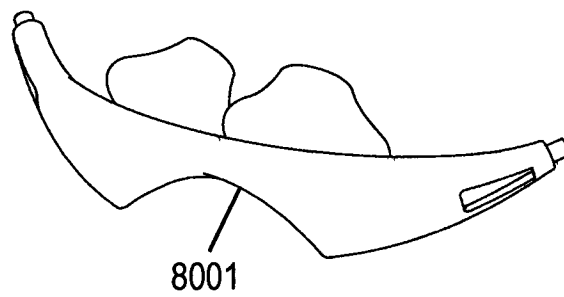


图 77

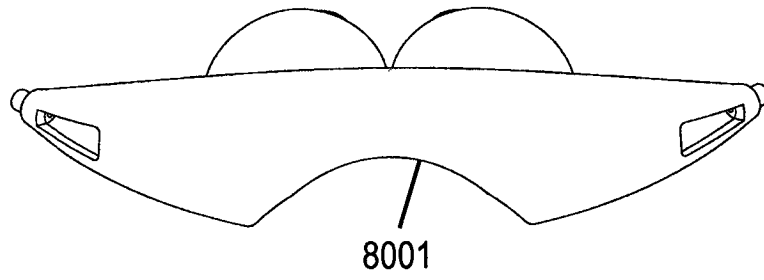


图 78

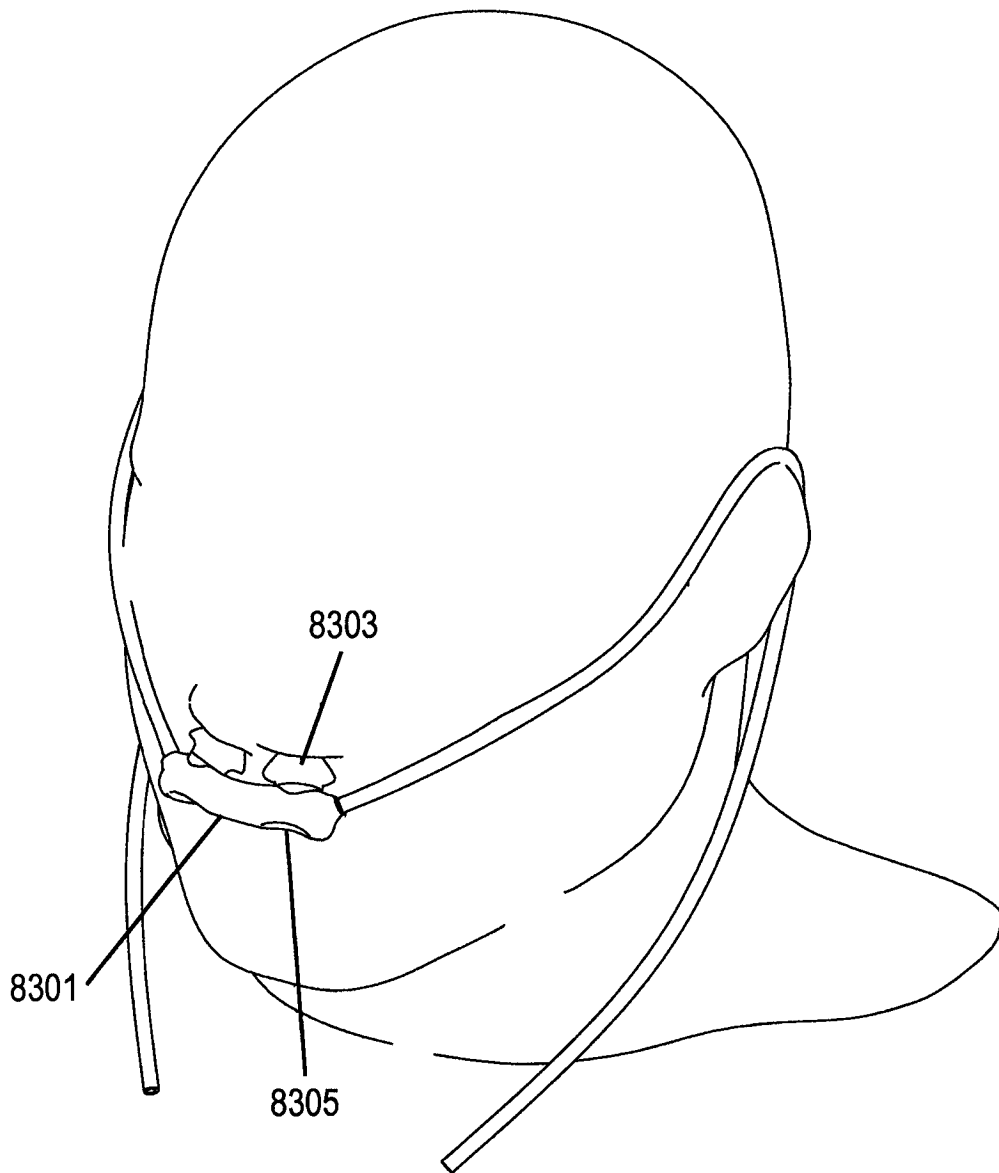


图 79

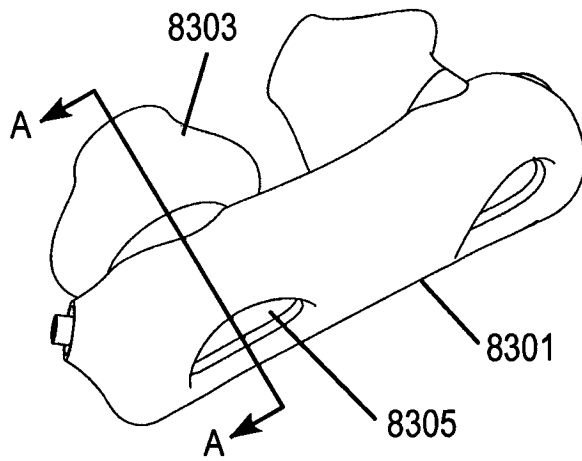


图 80

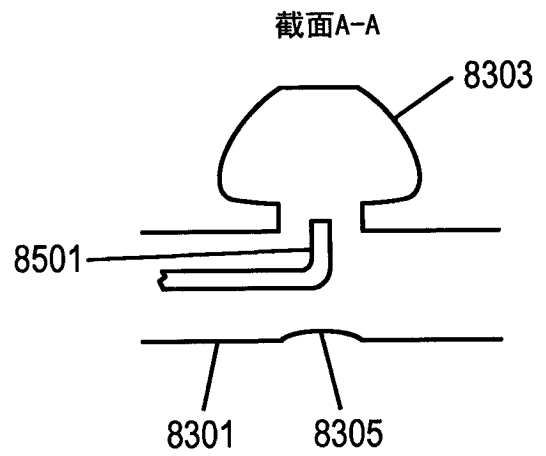


图 81

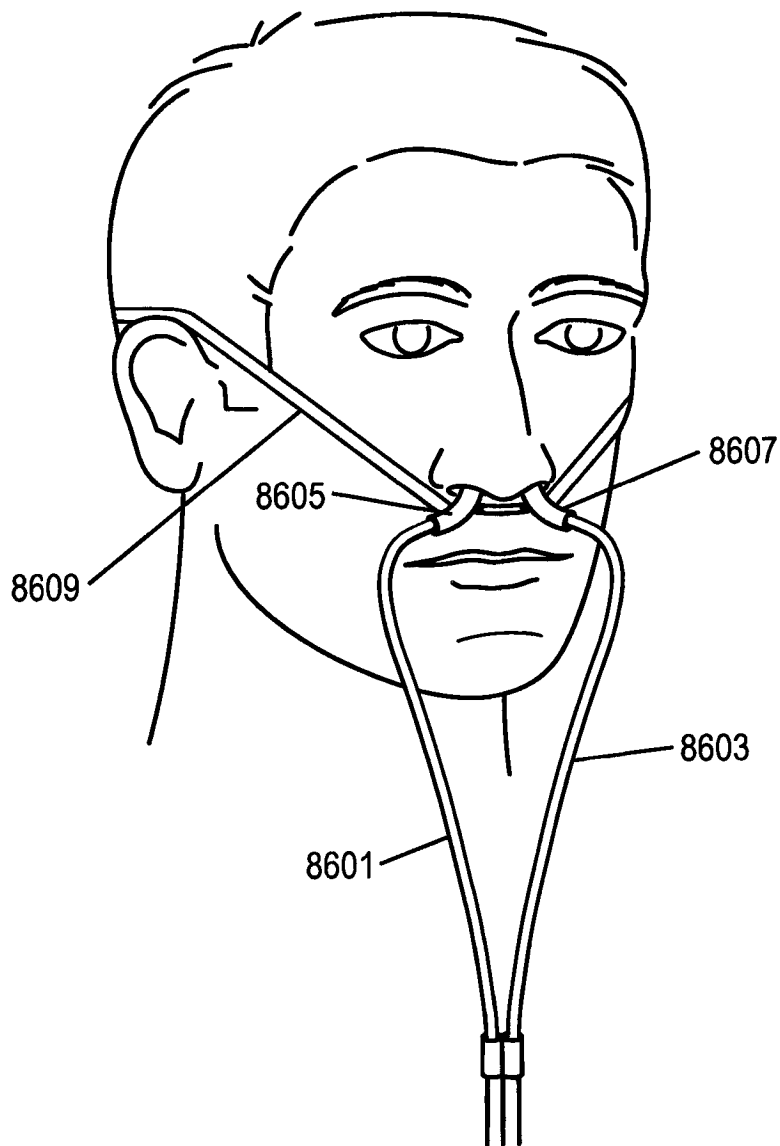


图 82

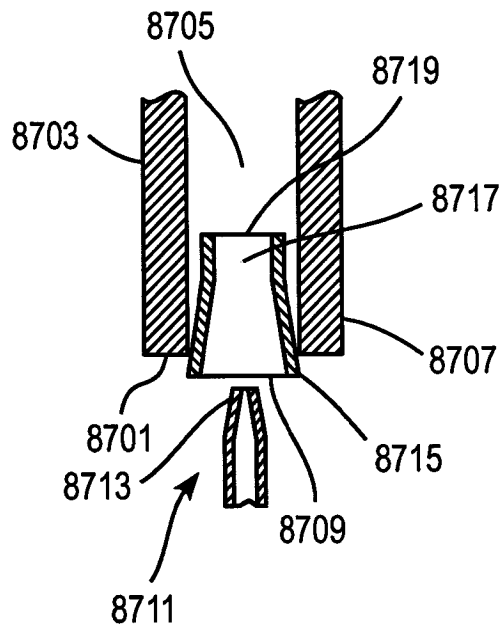


图 83

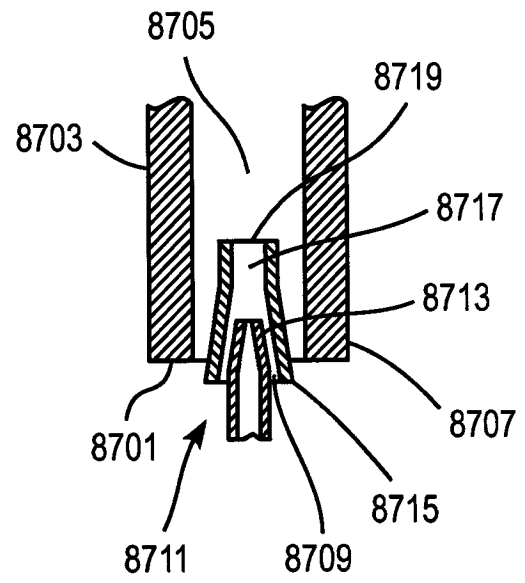


图 84

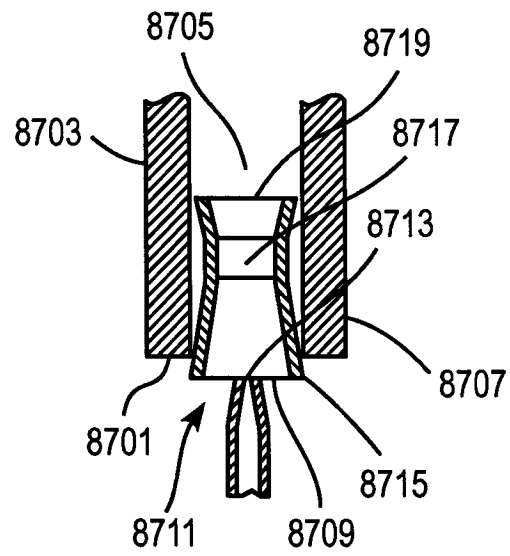


图 85

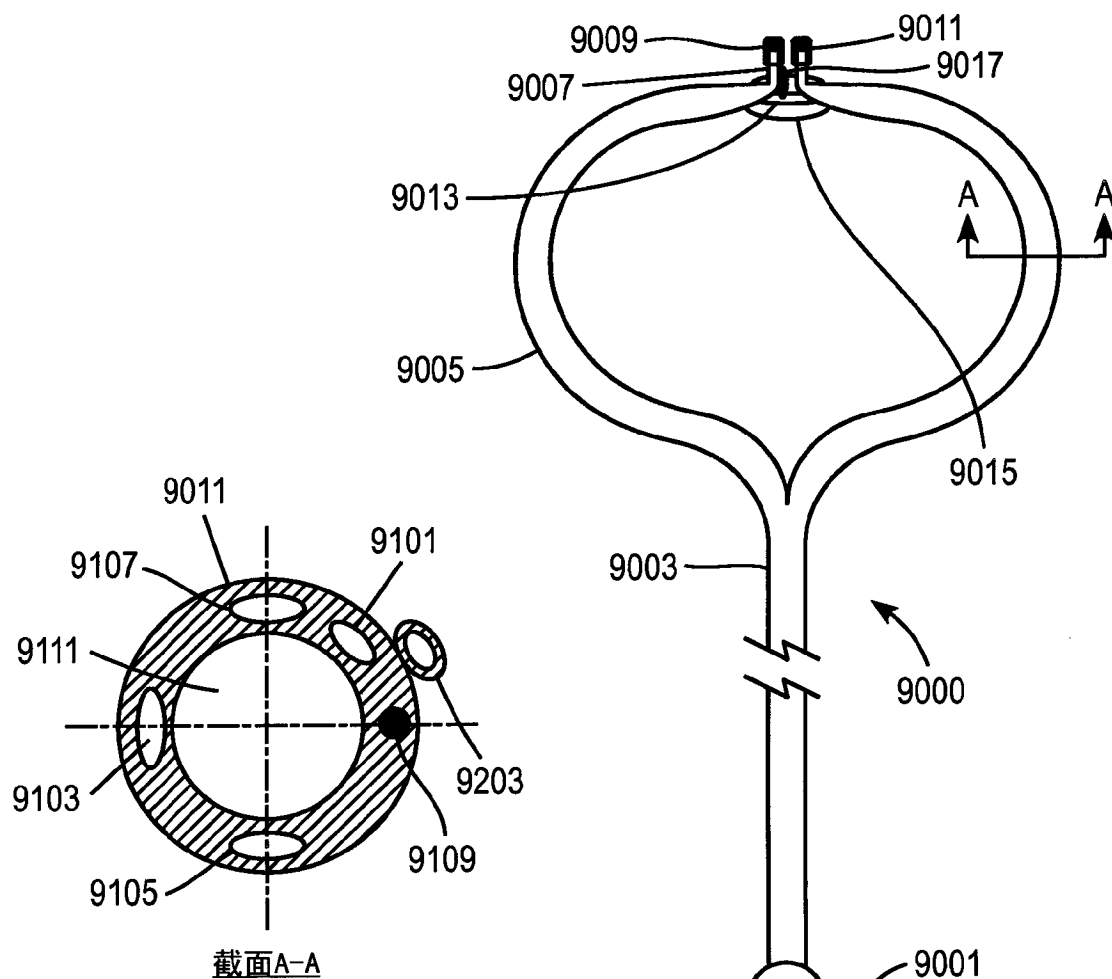


图87

图86

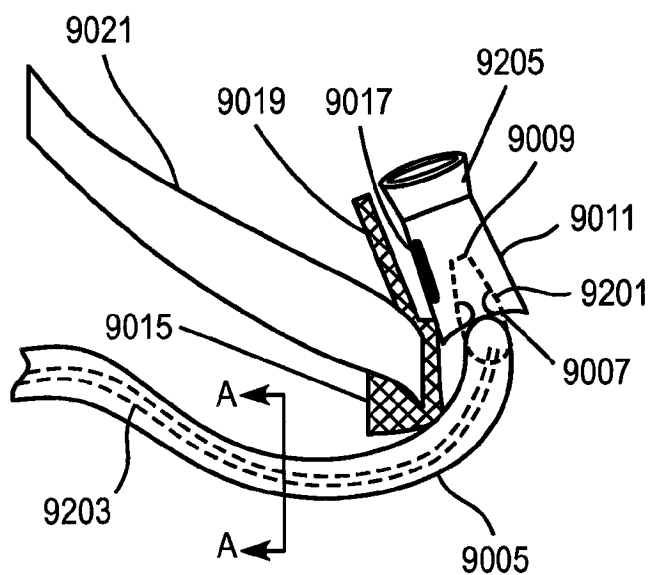


图88

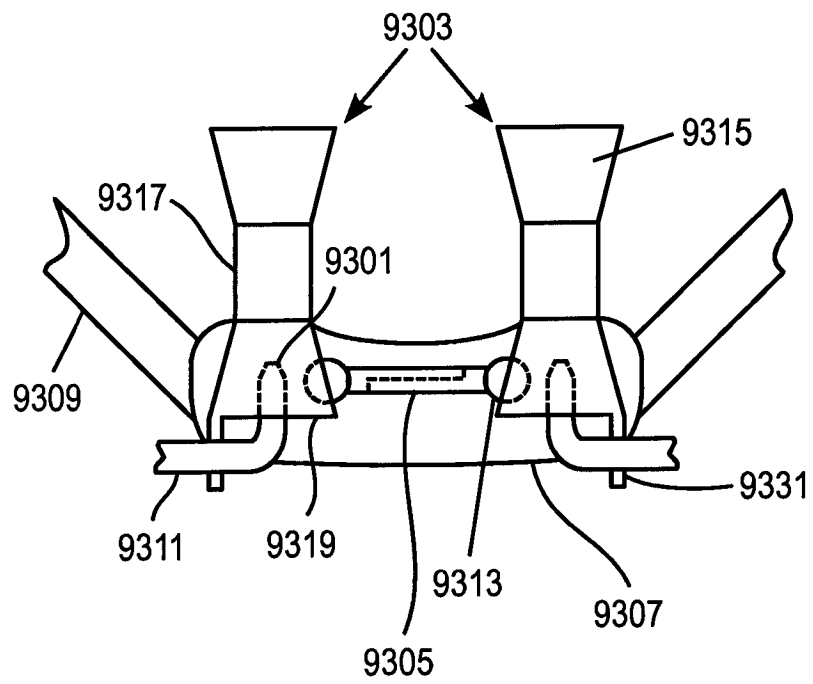


图 89

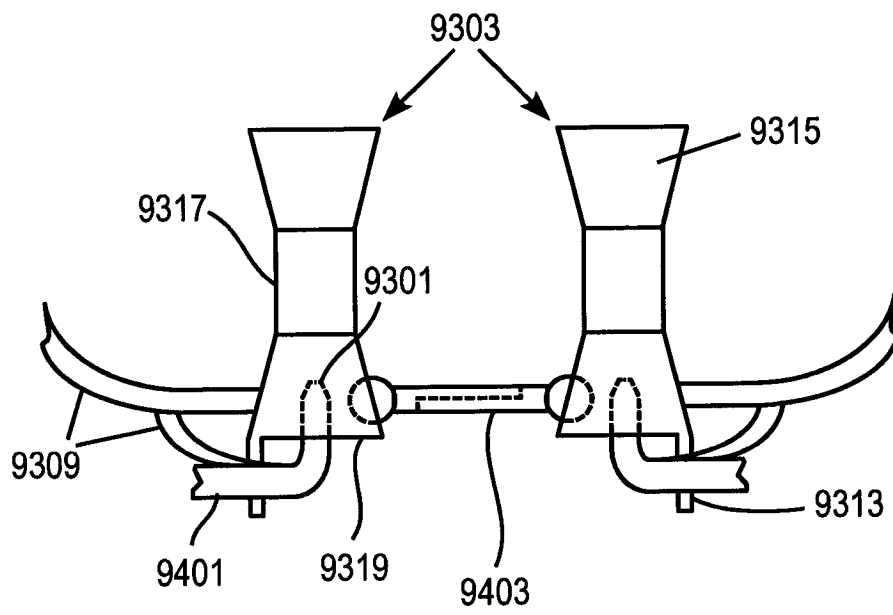


图 90

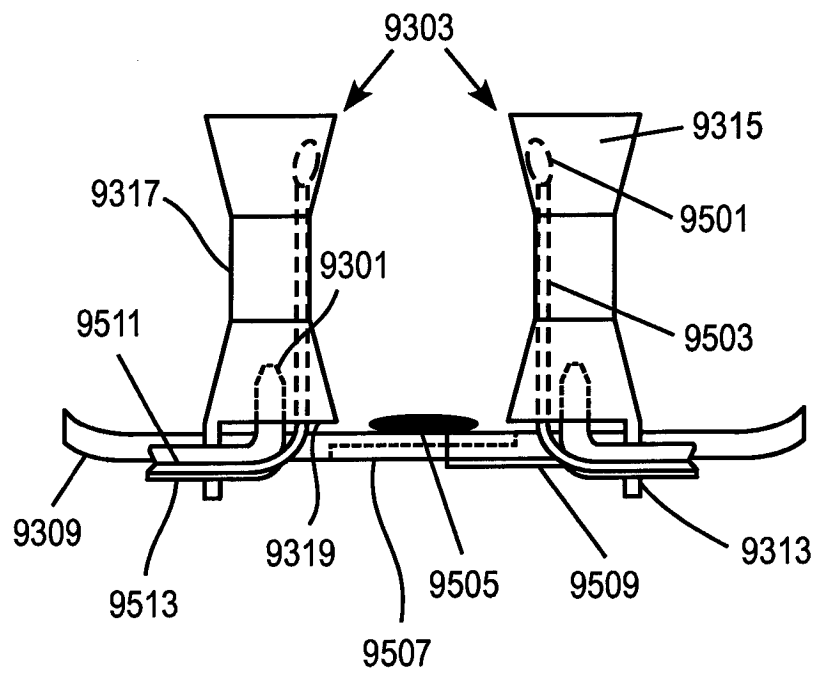


图 91

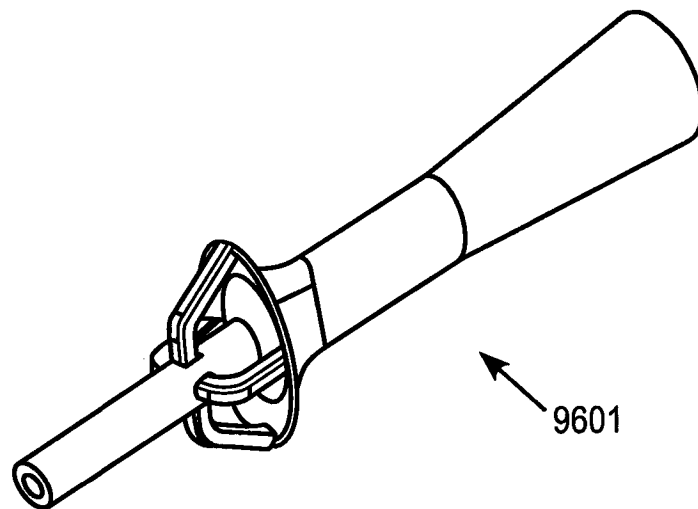


图 92

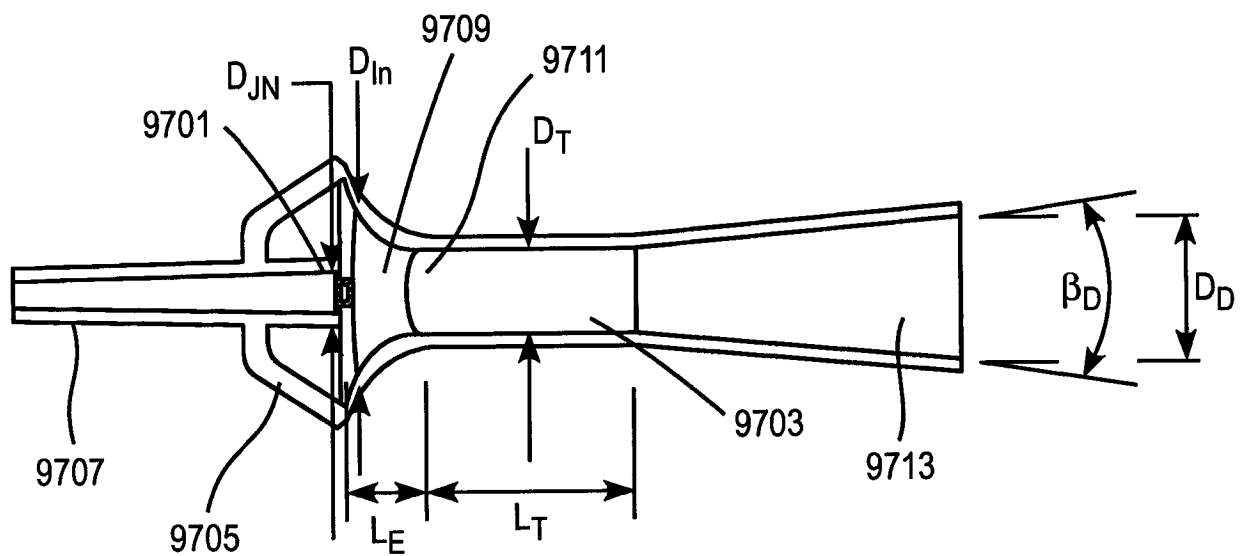


图 93

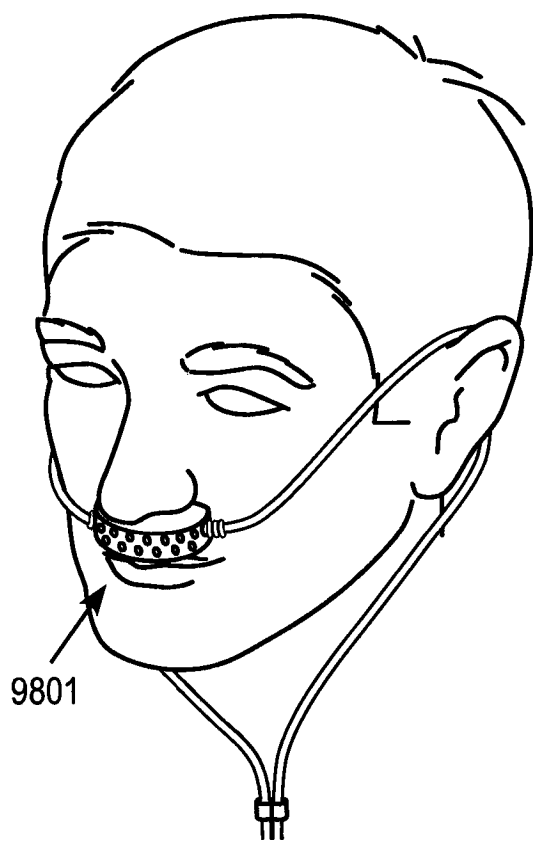


图 94

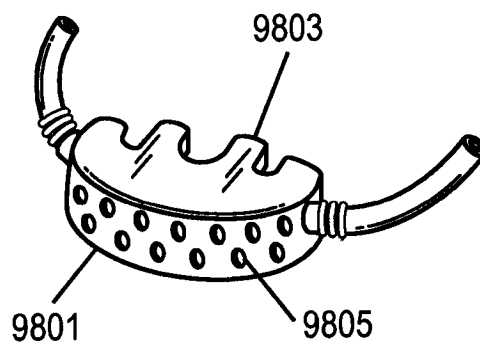


图 95

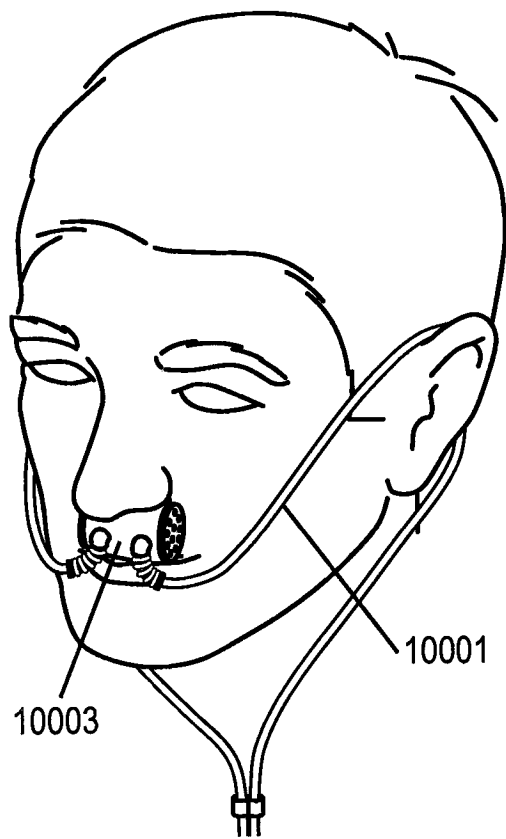


图 96

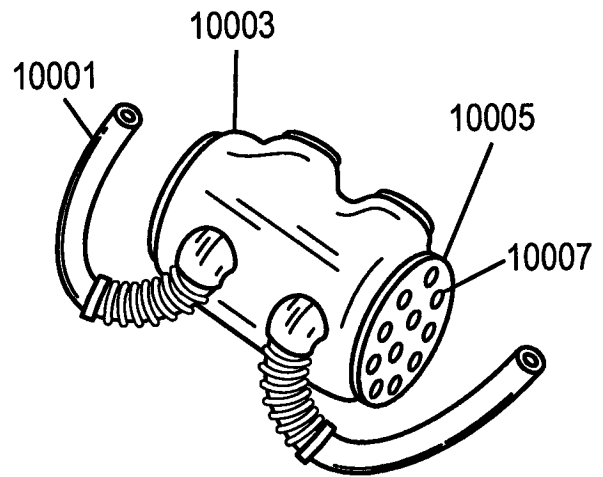


图 97

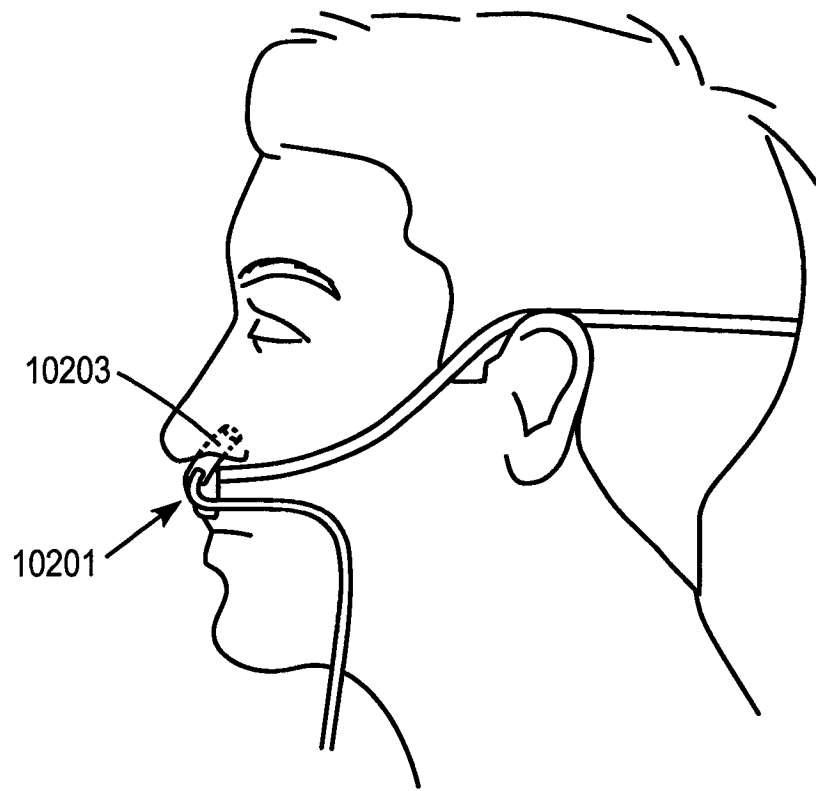


图 98

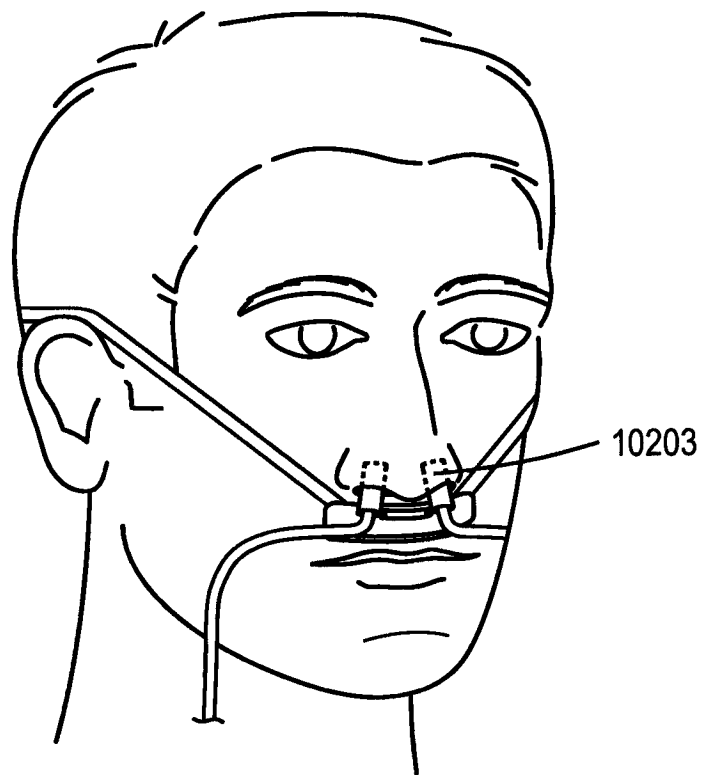


图 99

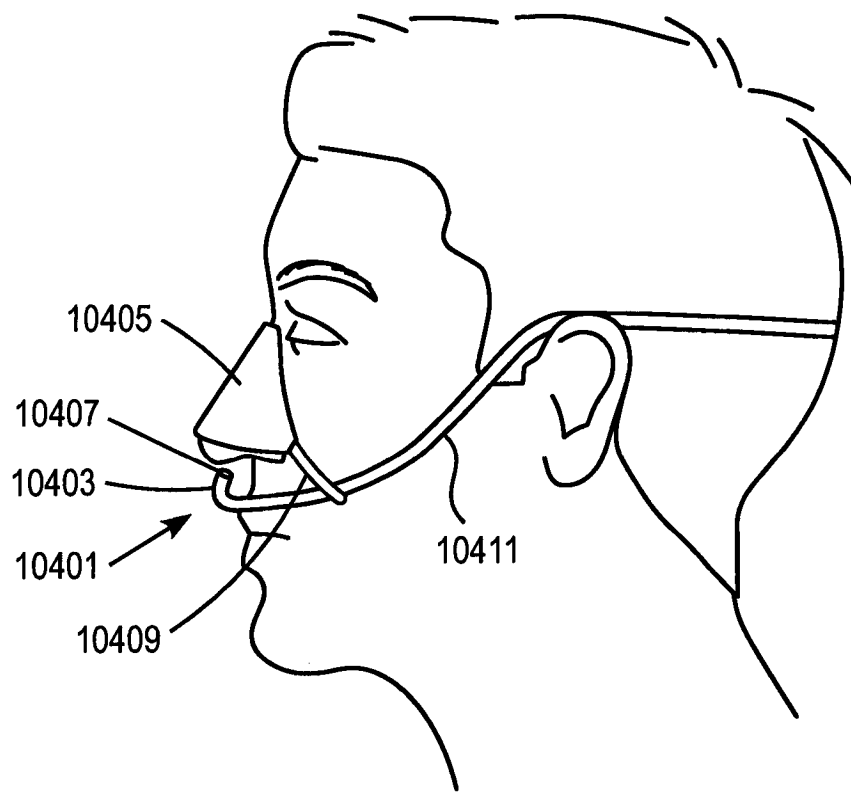


图 100

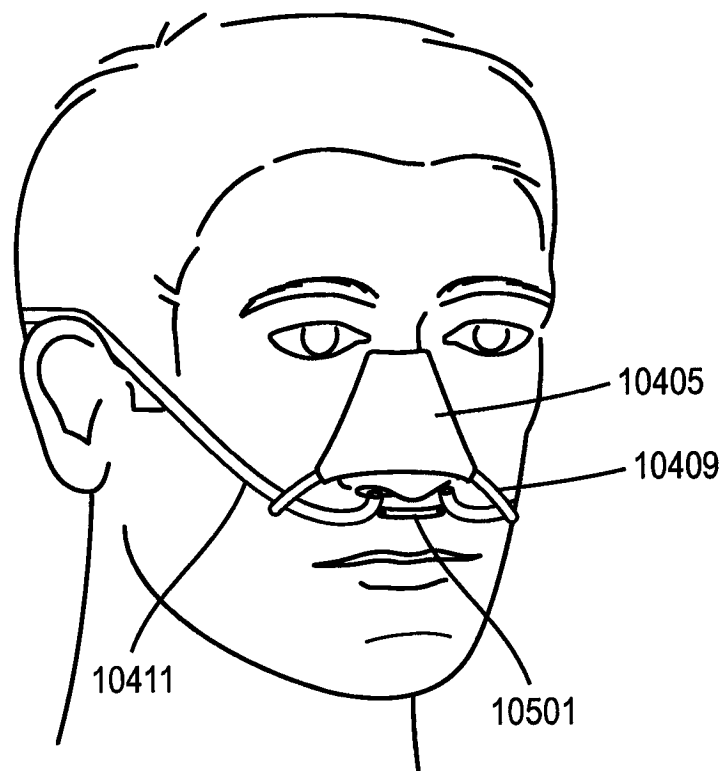


图 101

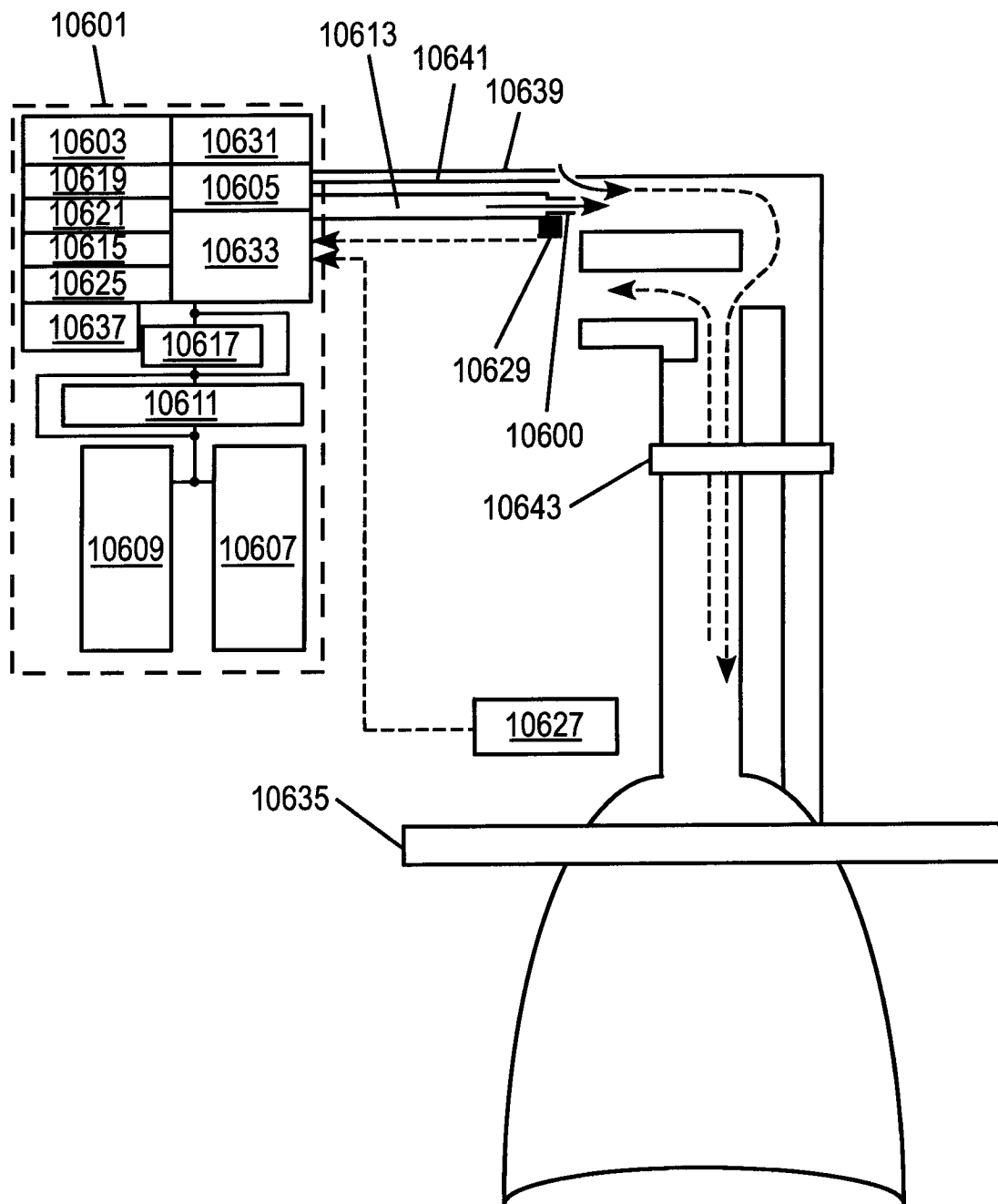


图 102

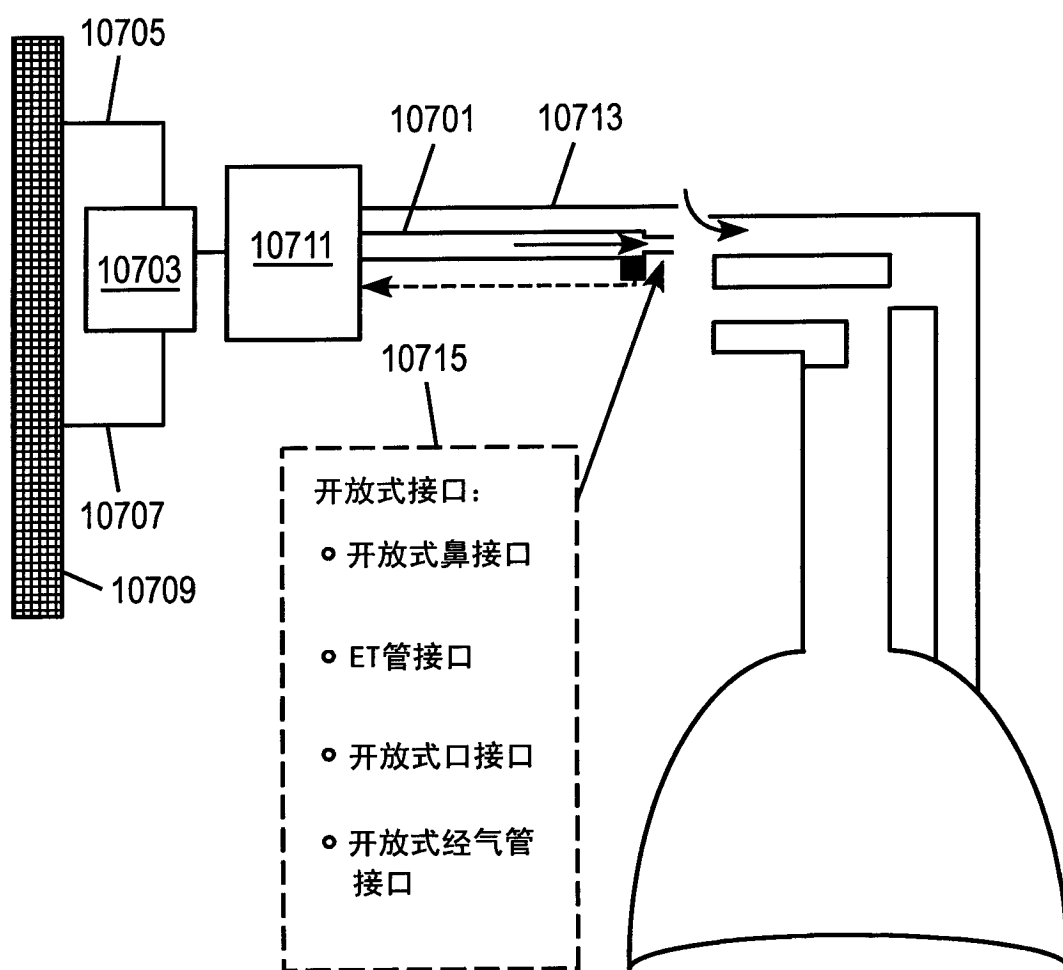


图 103

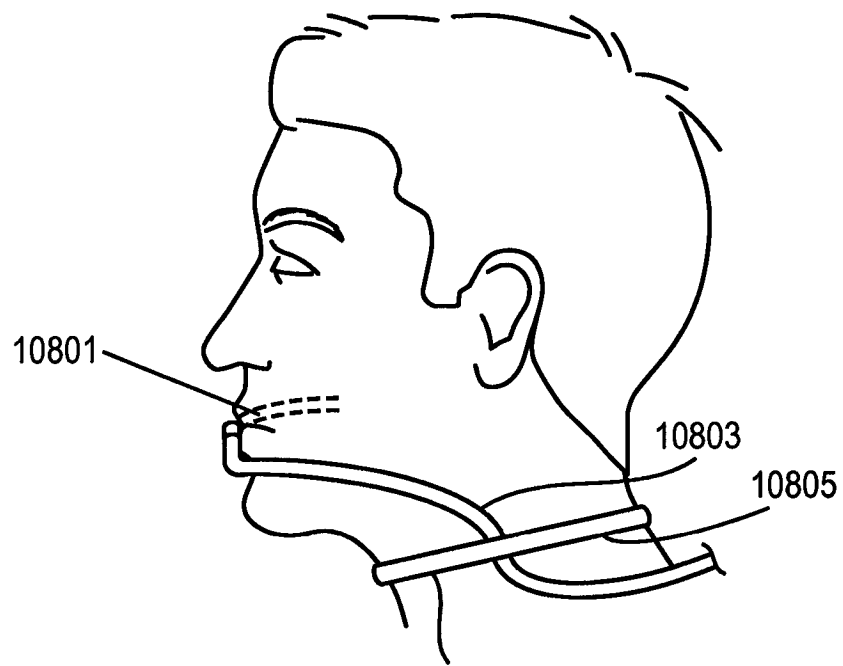


图 104

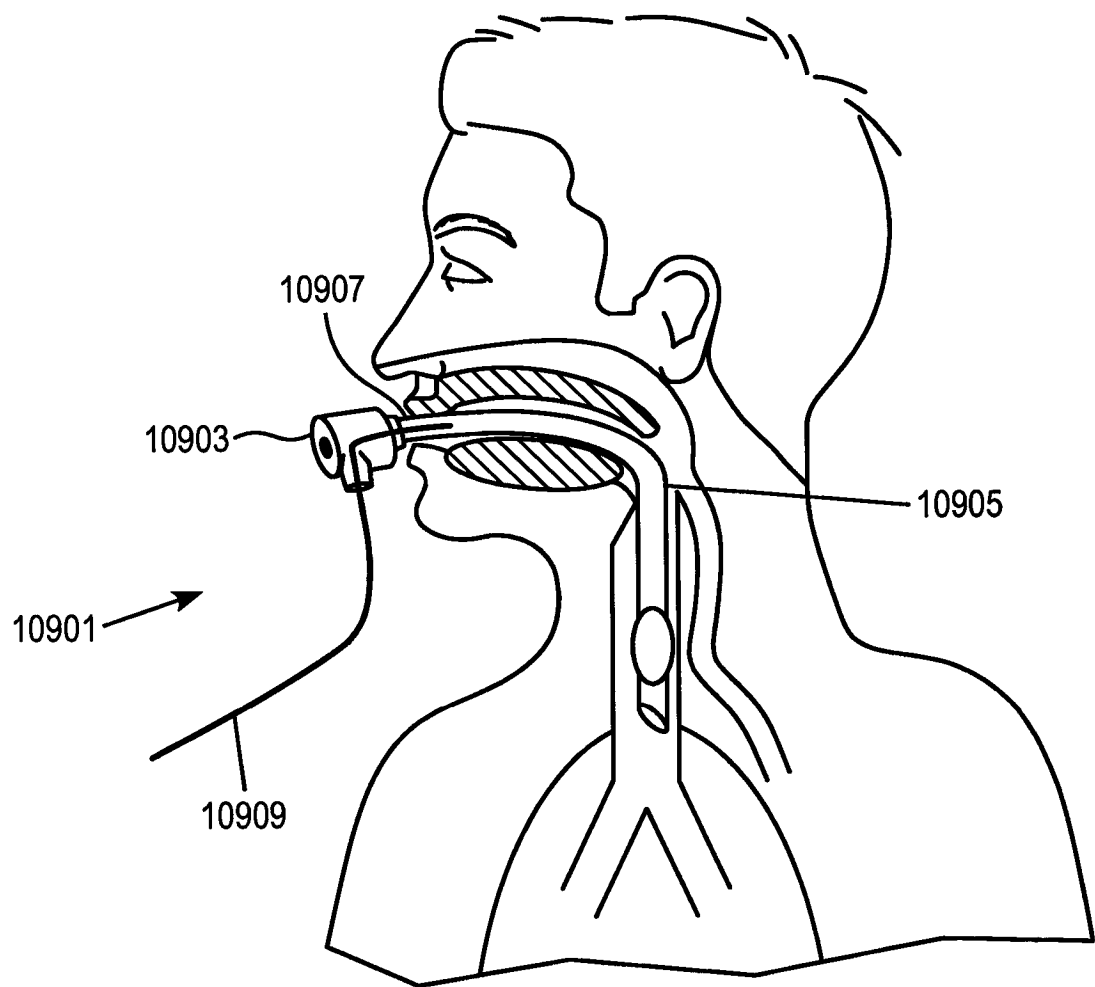


图 105

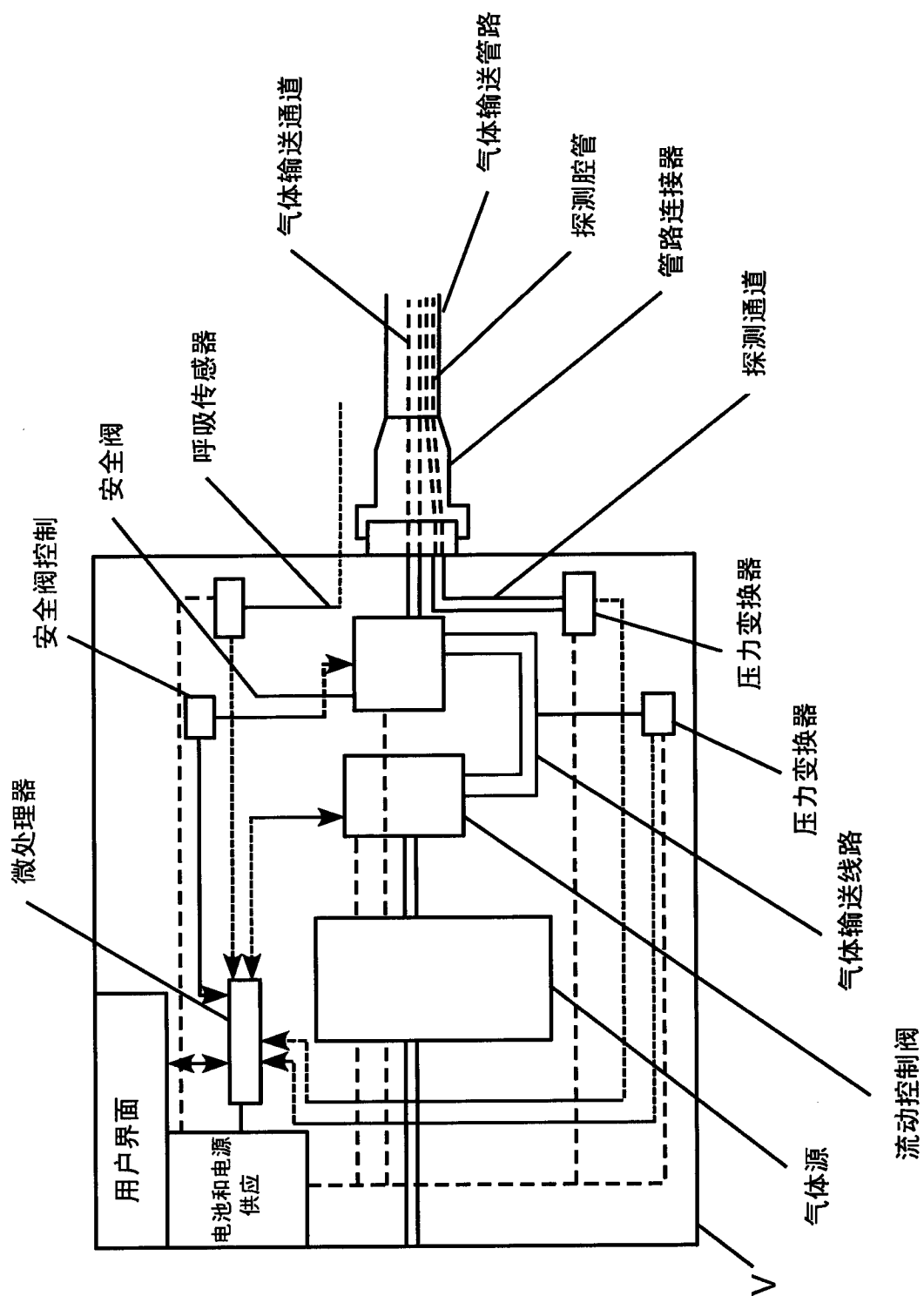


图 106

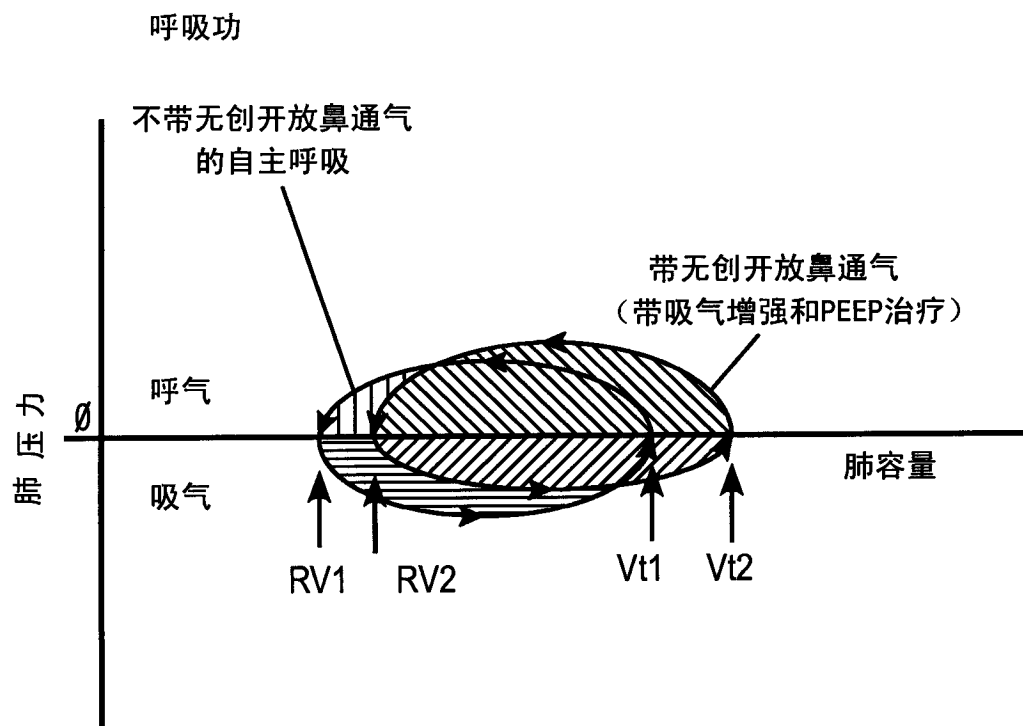


图 107

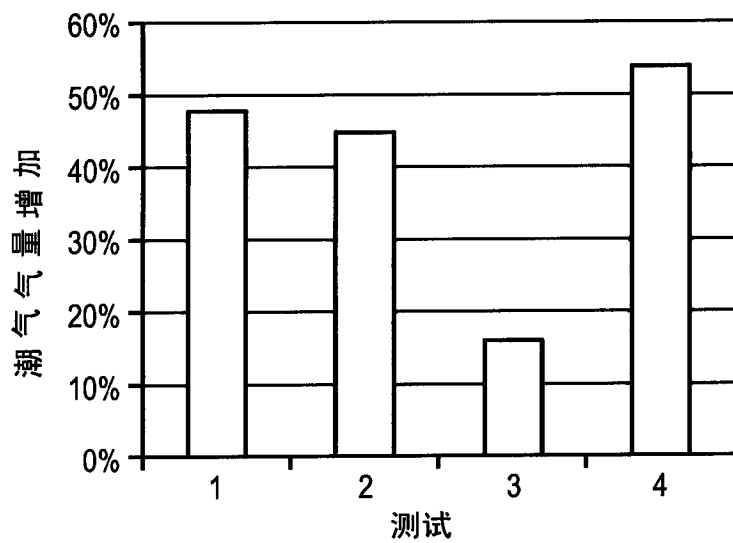


图 108

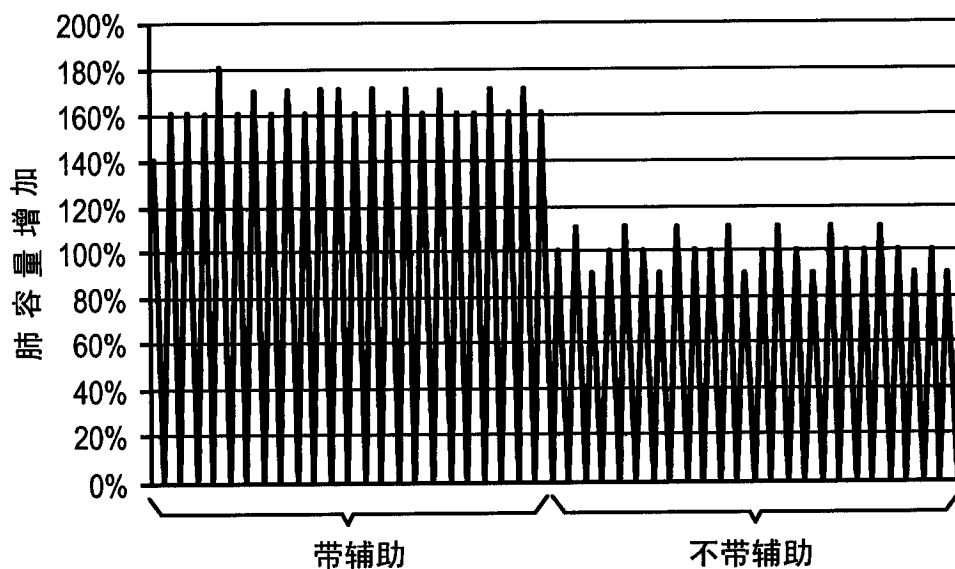


图 109

	非辅助病人	带CMV辅助	带CMV 带泄漏辅助	辅助NIOV
设置潮气气量	---	420 ml	705 ml	90 ml
肺容量	245 ml	380 ml	380 ml	380 ml

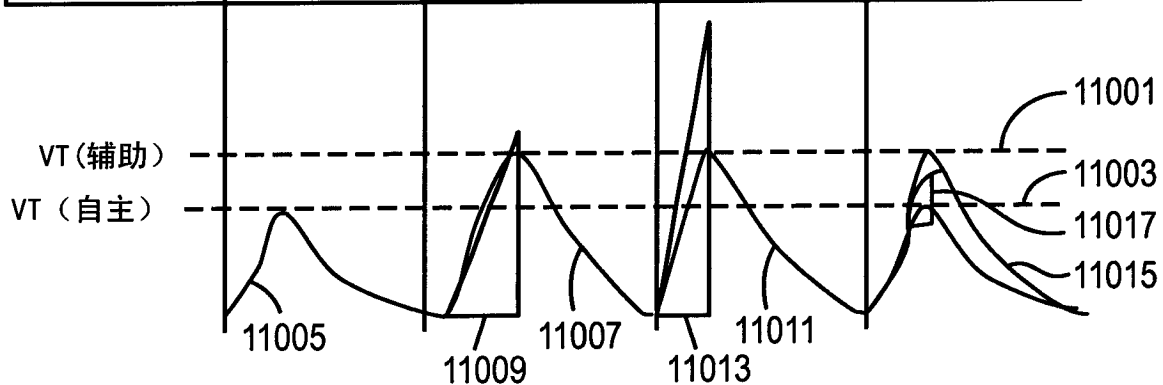


图 110

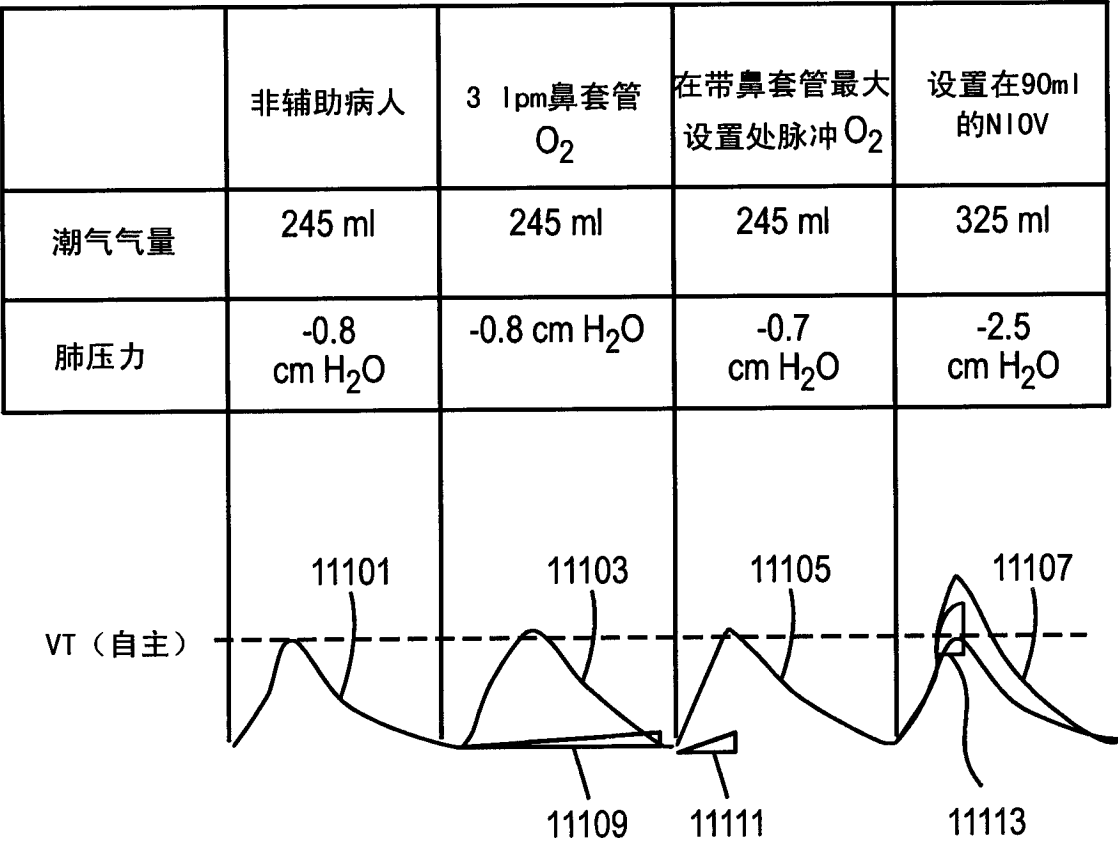


图 111

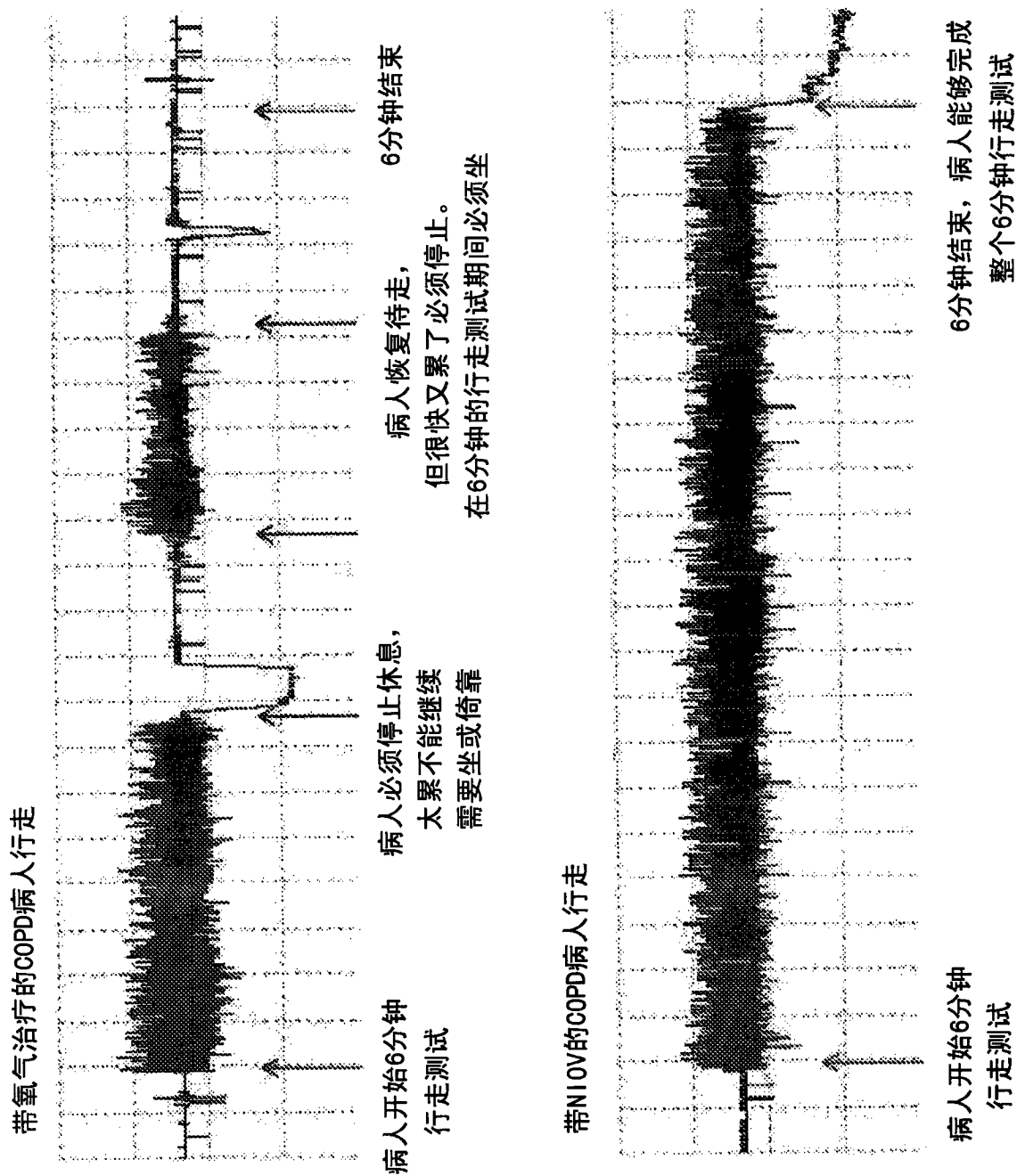


图 112

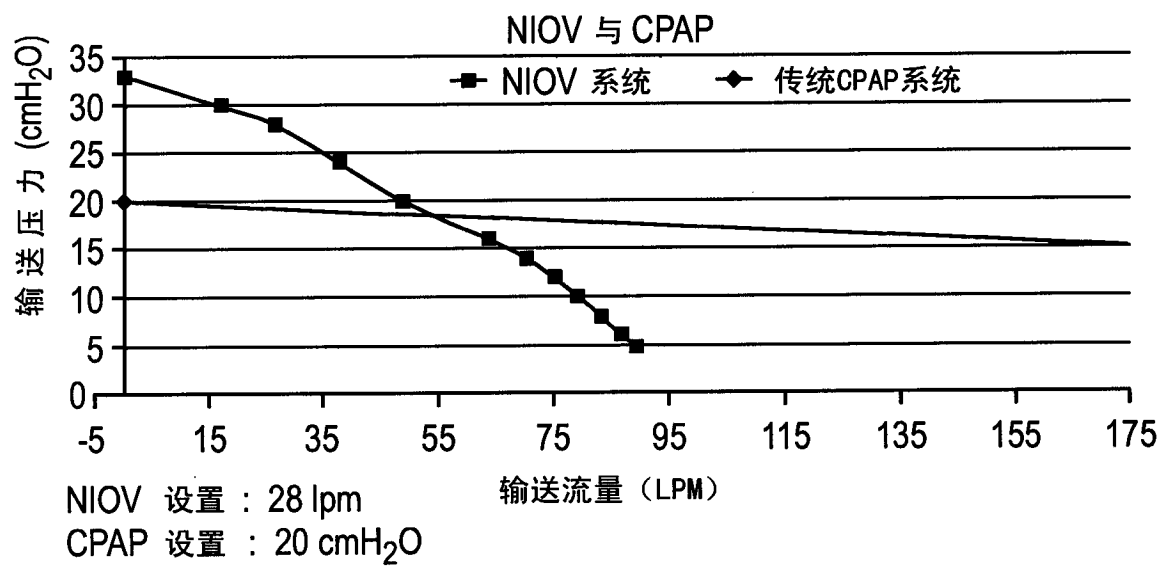


图 113A

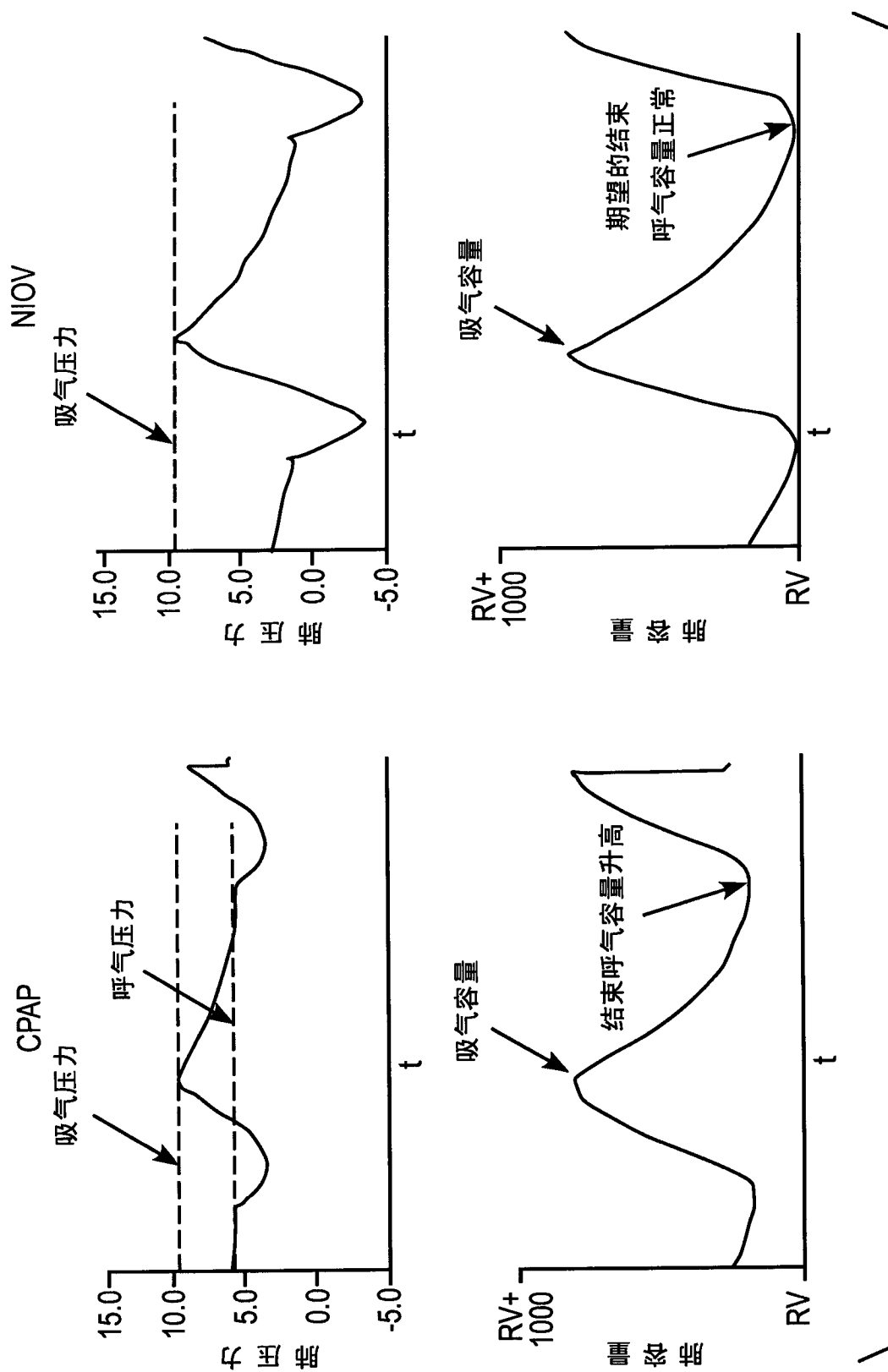


图 113B

发明
(开放式系统)

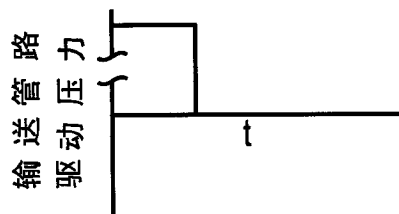


图 114

氧气治疗
(开放式系统)

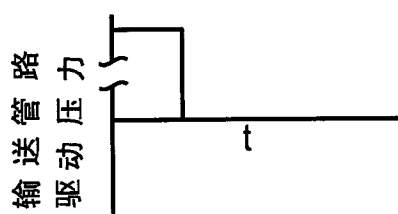


图 115 现有技术

HFOT
(开放式系统)

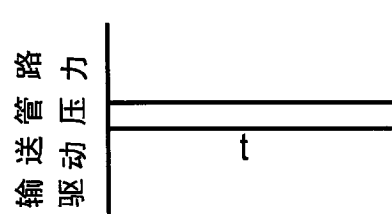


图 116 现有技术

BiPAP
(封闭式系统)

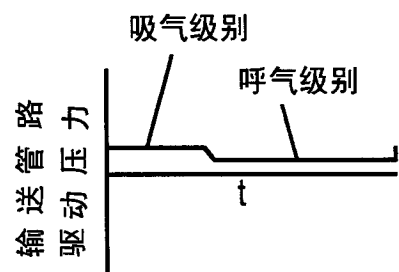


图 117 现有技术

发明
(开放式系统)

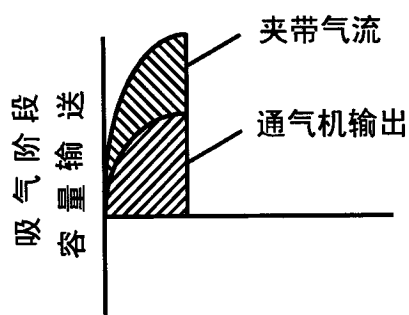


图 118

氧气治疗
(开放式系统)

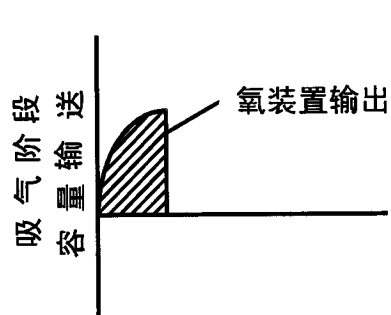


图 119 现有技术

HFOT
(开放式系统)

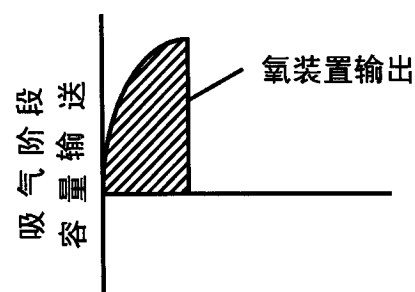


图 120 现有技术

BiPAP
(封闭式系统)

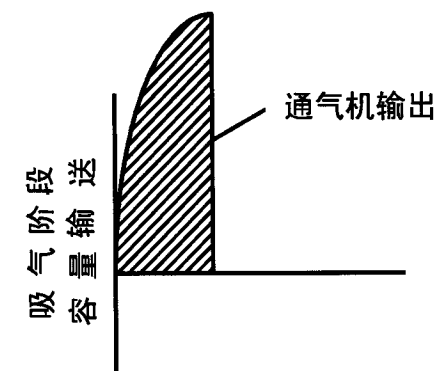


图 121 现有技术

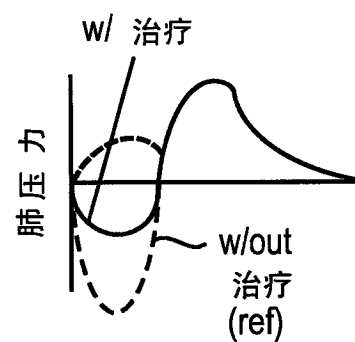


图 122

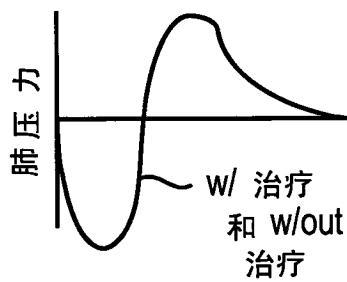


图 123 现有技术

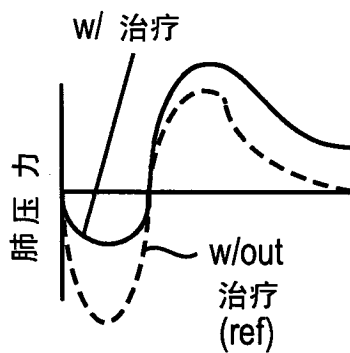


图 124 现有技术

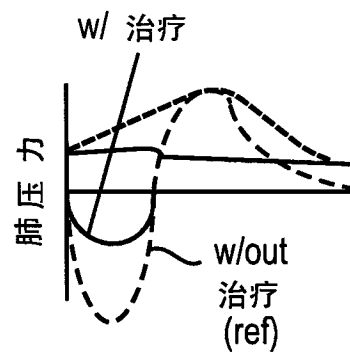


图 125 现有技术

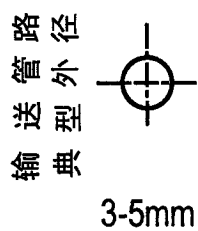


图 126

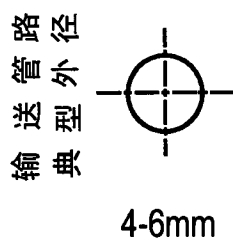


图 127 现有技术

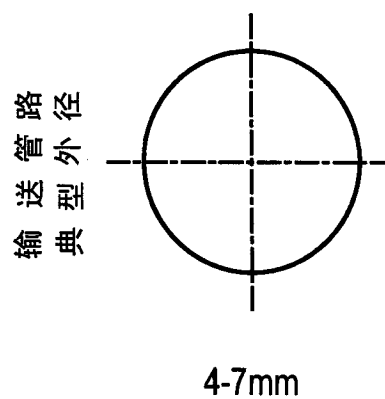


图 128 现有技术

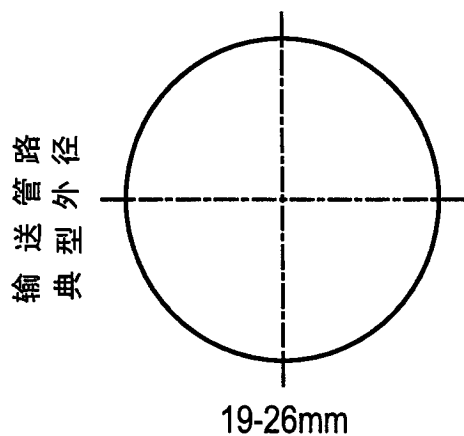


图 129 现有技术

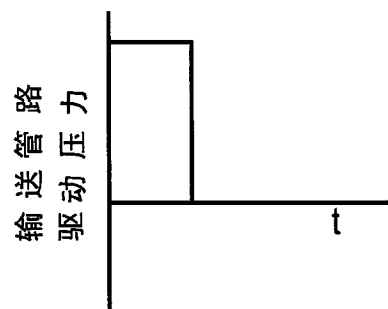


图 130

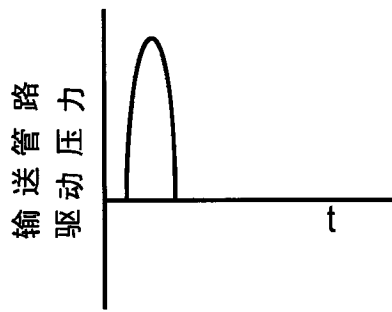


图 131

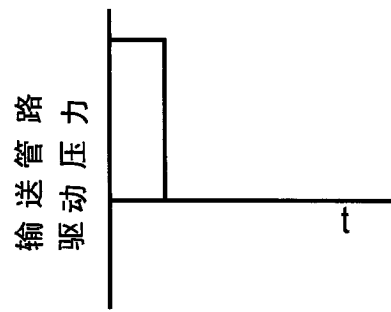


图 132

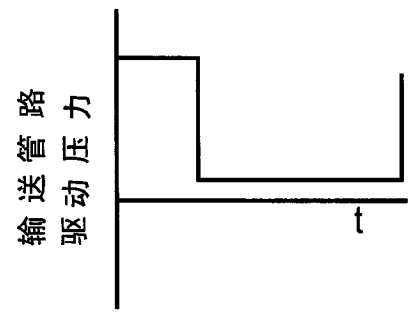


图 133

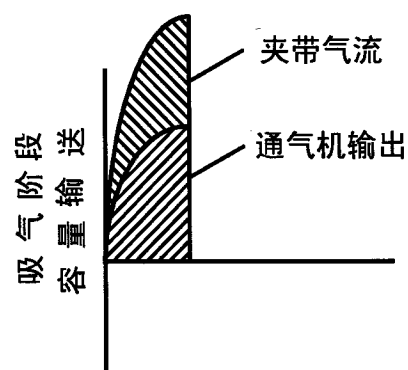


图 134

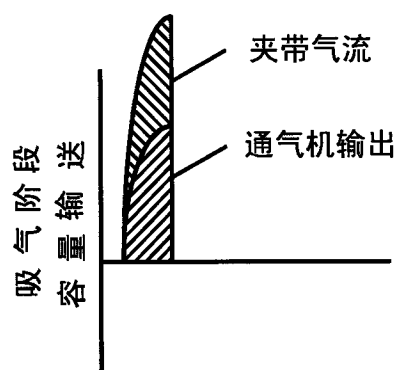


图 135

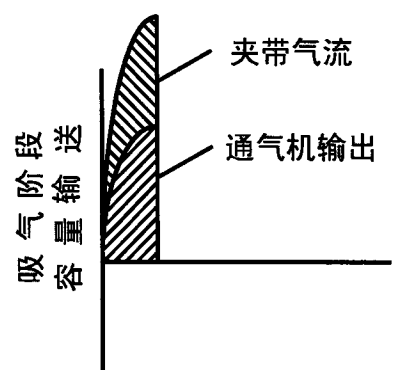


图 136

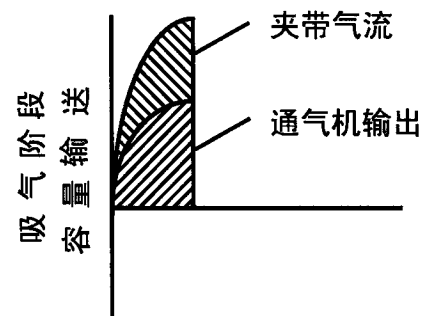


图 137

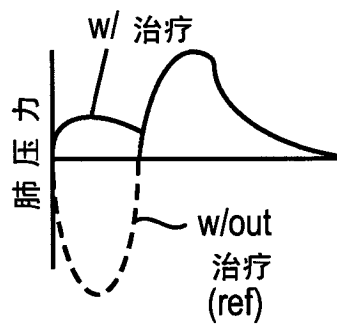


图 138

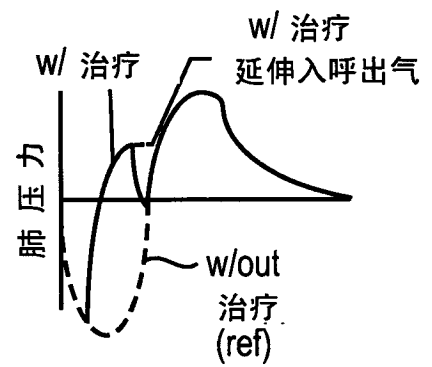


图 139

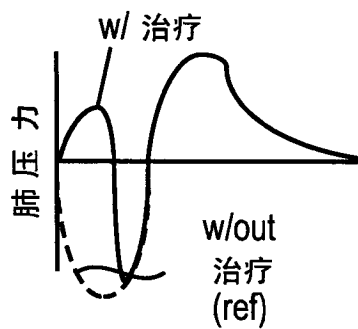


图 140

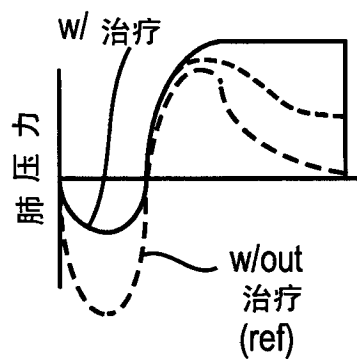


图 141

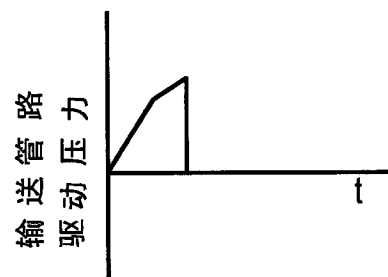


图 142

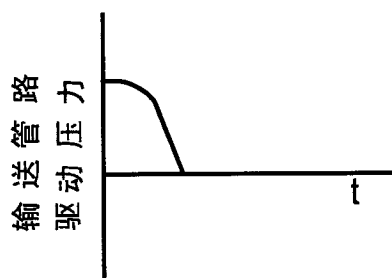


图 143

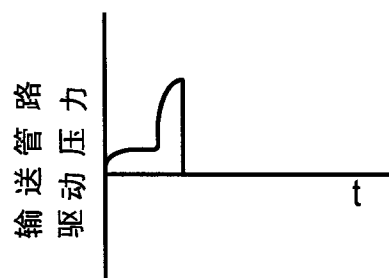


图 144

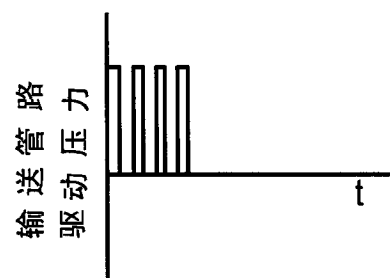


图 145

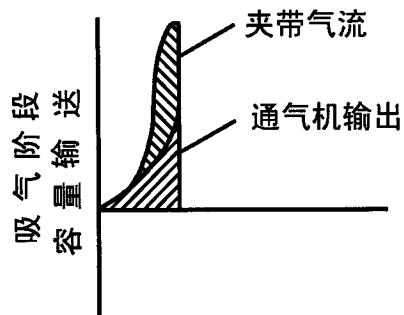


图 146

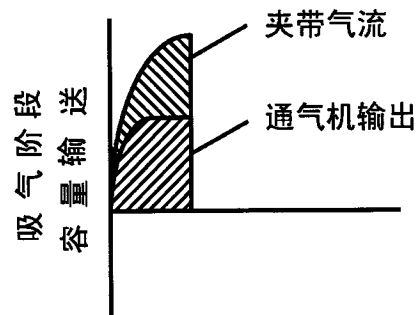


图 147

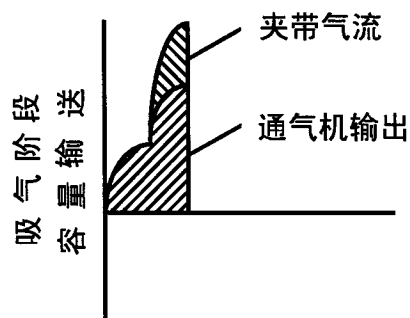


图 148

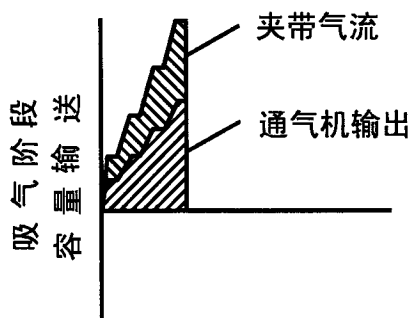


图 149

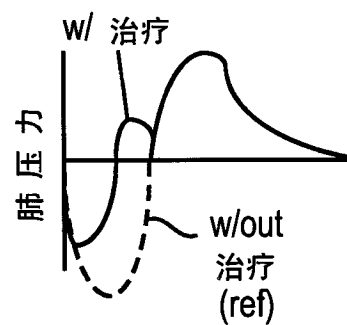


图 150

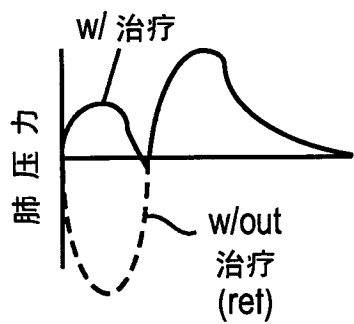


图 151

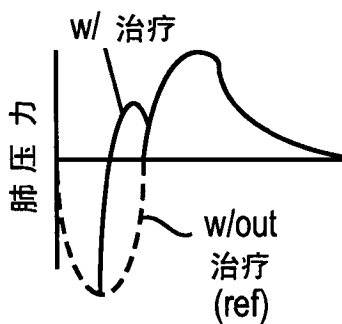


图 152

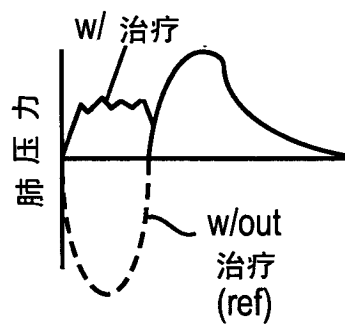


图 153

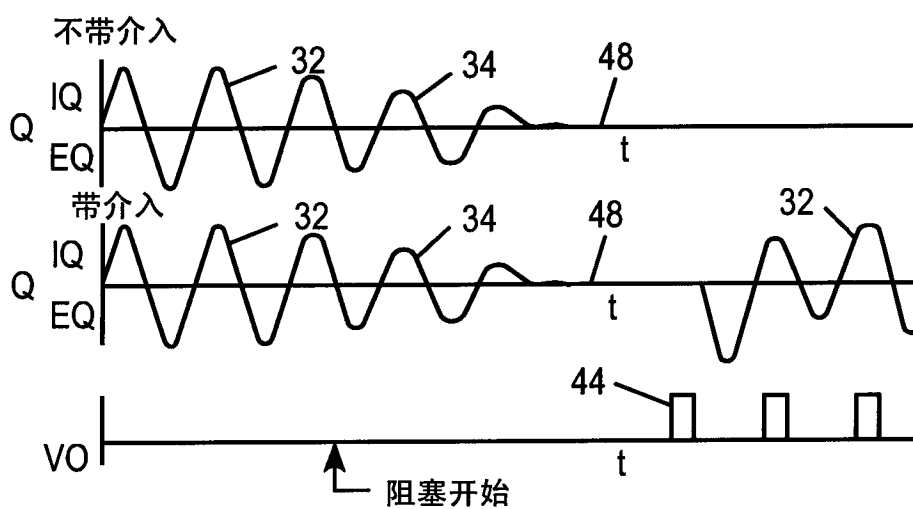


图 154

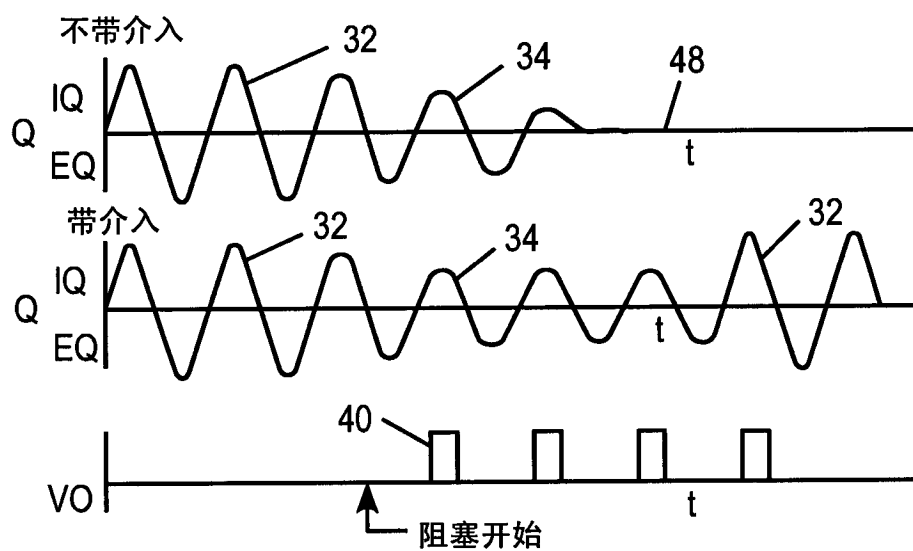


图 155

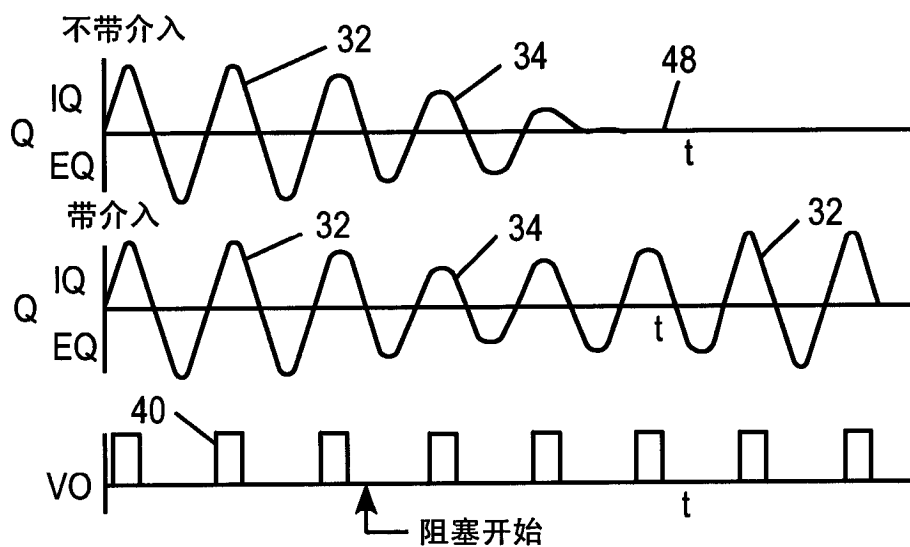


图 156

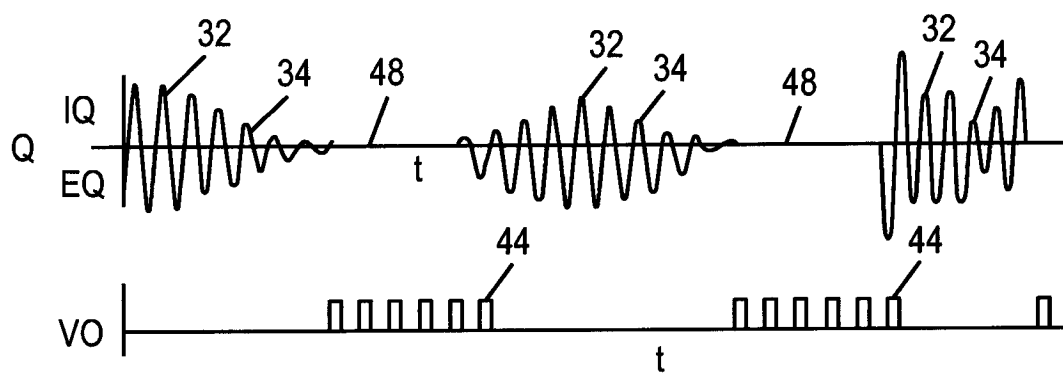


图 157

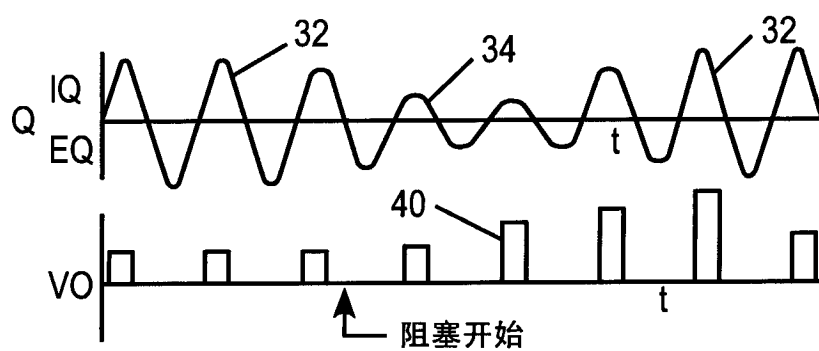


图 158

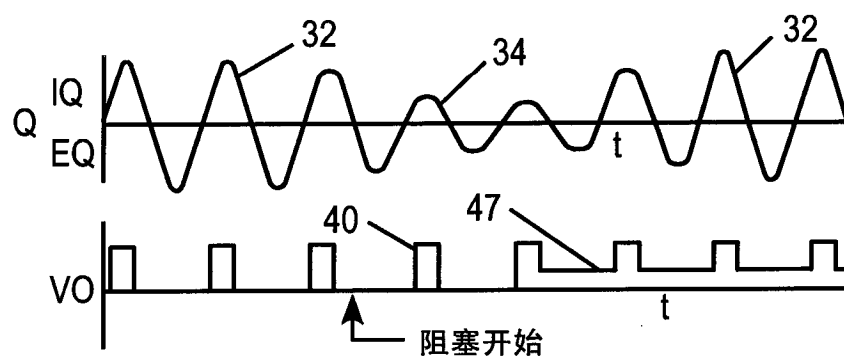


图 159

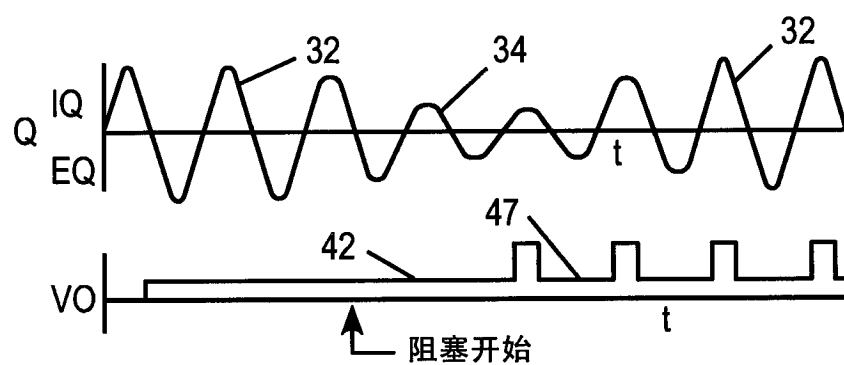


图 160

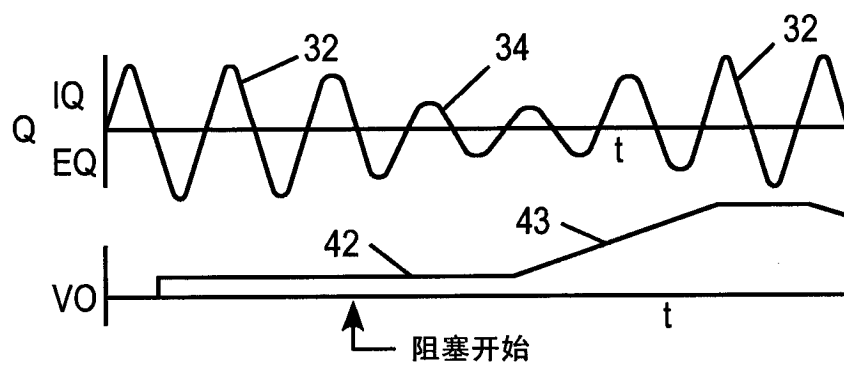


图 161

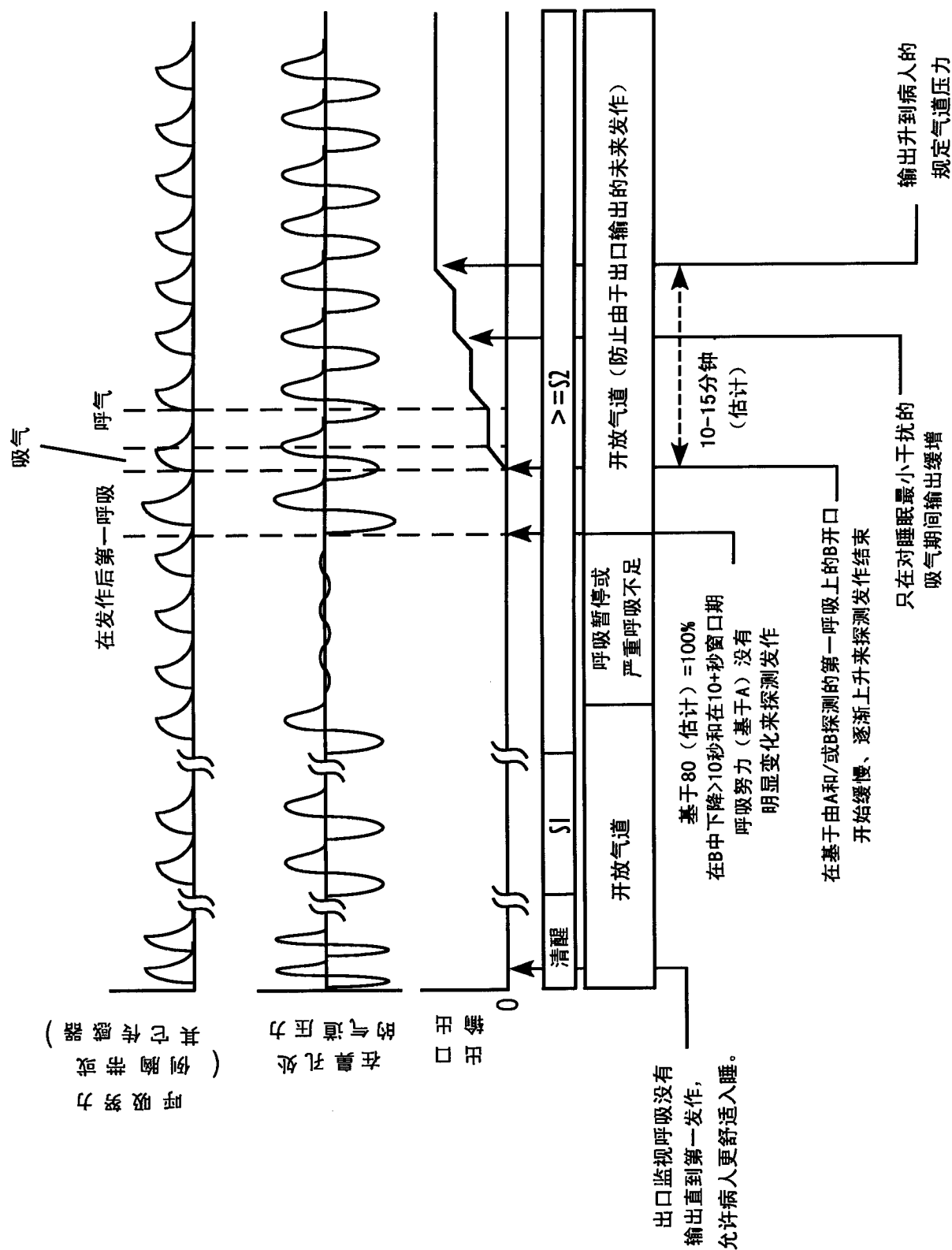


图 162

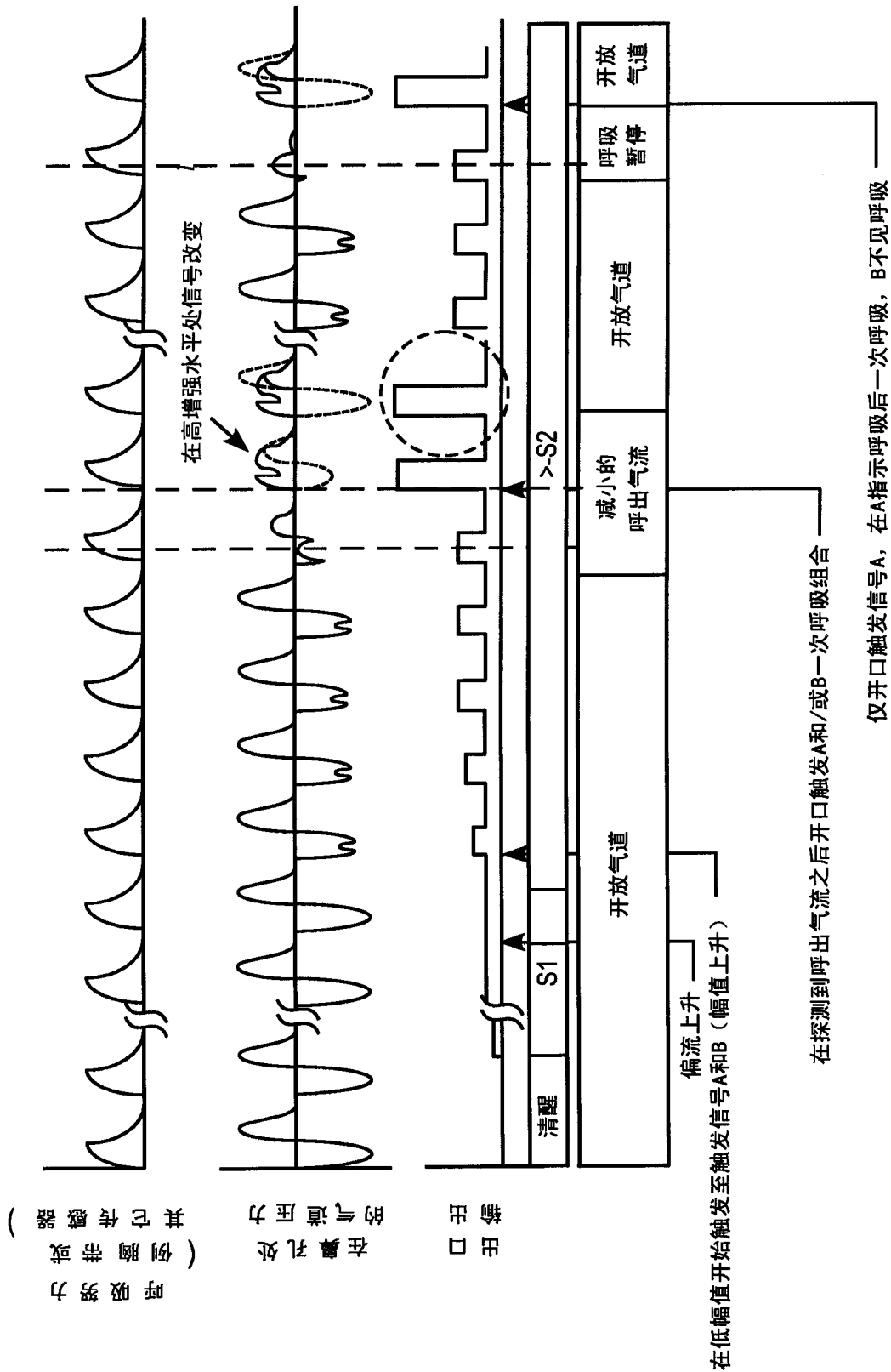


图 163

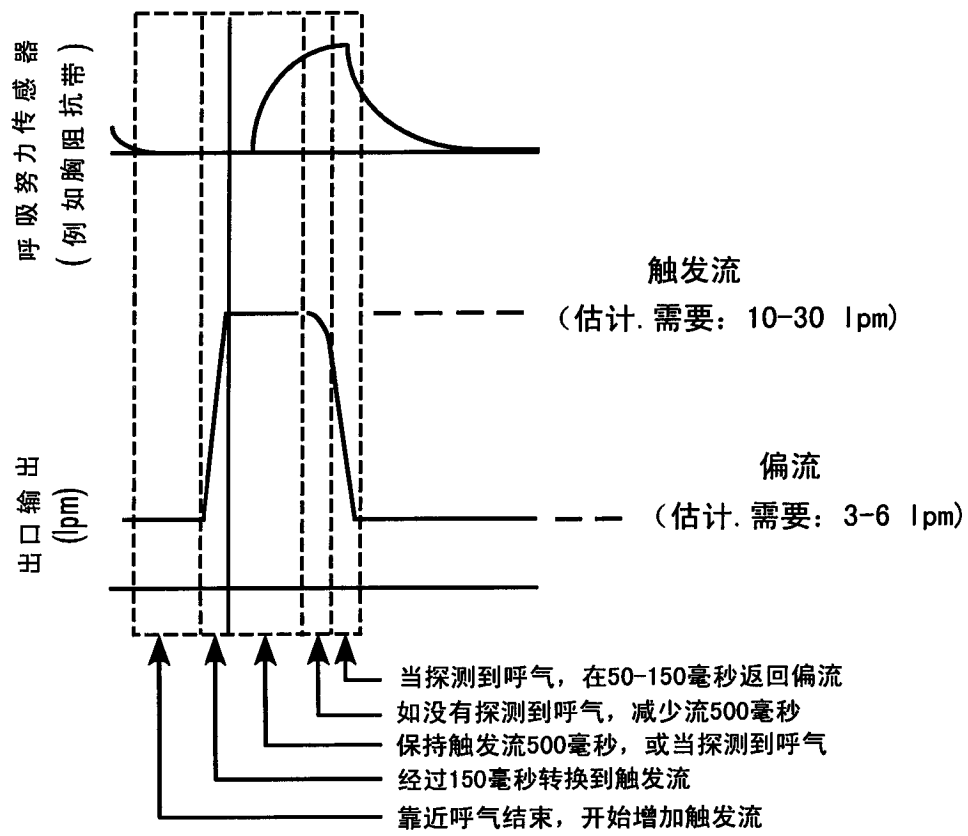


图 164

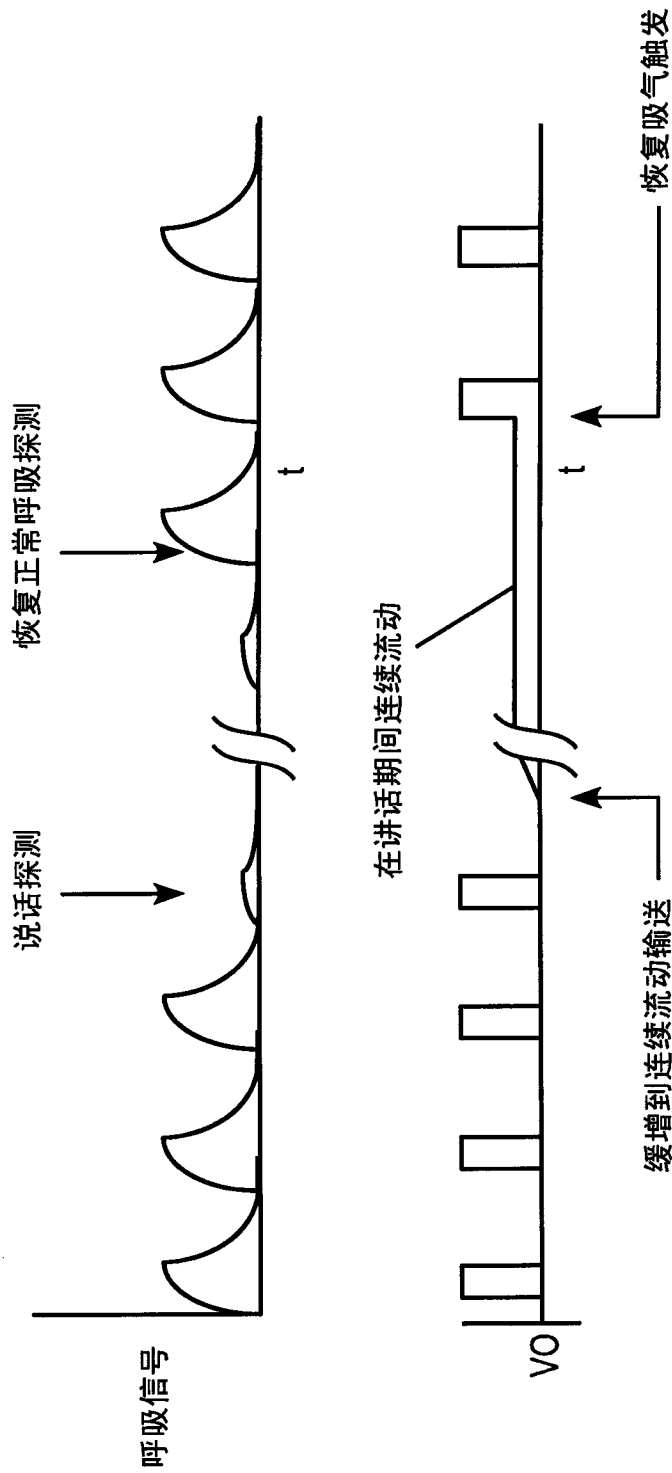


图 165

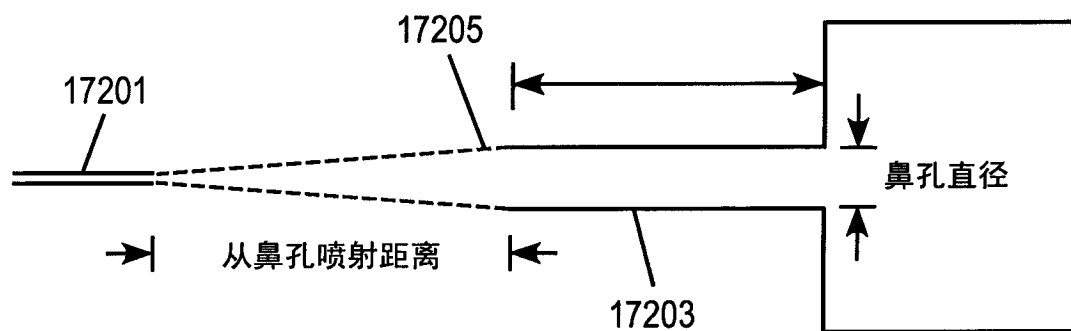


图 166

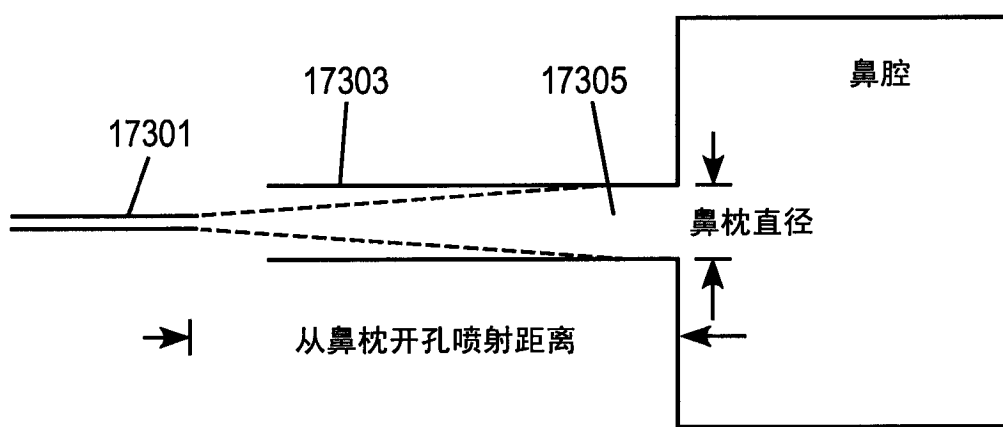


图 167

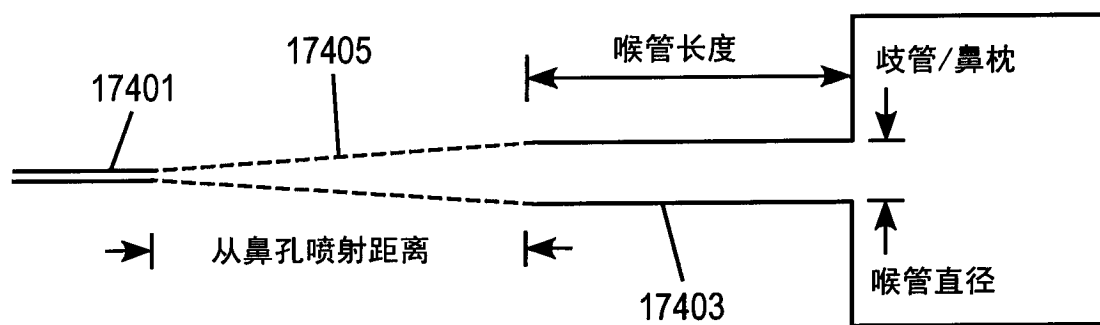


图 168

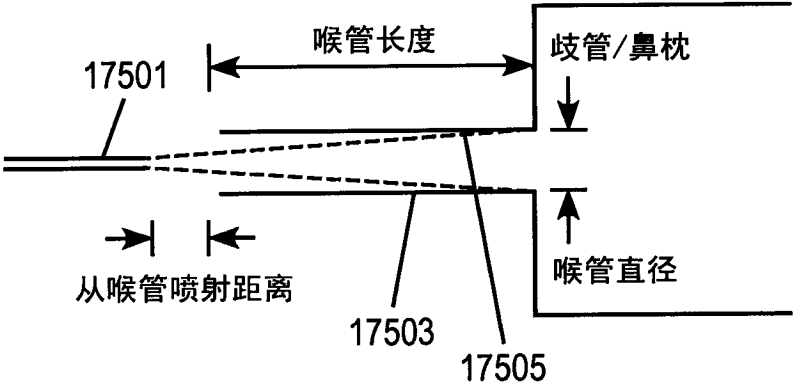


图 169