(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 101203263 B
(45)授权公告日 2012.10.24

(21)申请号 200580050176.7
(22)申请日 2005.06.23
(85)PCT申请进入国家阶段日
2007.12.18
(86)PCT申请的申请数据
PCT/IB2005/002326 2005.06.23
(87)PCT申请的公布数据
WO2006/136878 EN 2006.12.28
(73)专利权人 瑞思迈巴黎公司
地址 法国穆瓦西克拉迈耶勒
(72)发明人 菲利普·沙尔维尼亚克
(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227
代理人 张文 王艳江
(51)Int.Cl.
A61M 16/12(2006.01)

(56)对比文件
US 2005/0115564 A1,2005.06.02,说明书第4页第90段至第15页第286段,图1-12.
WO 96/11718 A1,1996.04.25,说明书第3页第30行至第13页第10行,图1-4.
US 5701883 A,1997.12.30,说明书第19栏第51行至第22栏第58行,图9-15.

审查员 刘洋

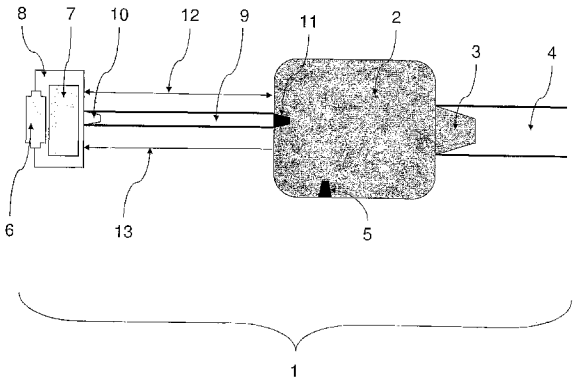
权利要求书 3 页 说明书 7 页 附图 4 页

(54)发明名称

包括独立辅助单元的呼吸辅助设备

(57)摘要

本发明涉及一种呼吸辅助设备(1),该呼吸辅助设备包括:用于接收主要呼吸气体的第一气体入口(5)和用于调节所述主要呼吸气体的第一调节装置,二者都位于中央单元(2)中;用于接收辅助呼吸气体的第二气体入口(6)和用于调节所述辅助呼吸气体的第二调节装置(7);控制装置,其用于控制所述第一和第二调节装置,以便将所述主要呼吸气体和辅助呼吸气体以各自受控的比例混合成受控的混合气体;供给装置(4),其用于向患者供给所述受控的混合气体;其中所述第二气体入口(6)和第二调节装置(7)都位于辅助单元(8)中,该辅助单元(8)以可拆卸方式连接到中央单元(2)。



CN 101203263 B

1. 一种用于患者的呼吸辅助设备，包括：

- 中央单元 (2)，所述中央单元包括用于接收主要呼吸气体的第一气体入口 (5)、用于调节所述主要呼吸气体的第一调节装置、适于接收受调节的辅助呼吸气体供应的辅助气体入口 (11) 和控制装置；

- 辅助单元 (8)，所述辅助单元不同于所述中央单元，其中所述辅助单元包括用于接收所述辅助呼吸气体的第二气体入口 (6)、用于调节所述辅助呼吸气体的第二调节装置 (7) 和用于所述受调节的辅助呼吸气体的气体出口 (10)；以及

- 供给装置 (4)，所述供给装置位于所述中央单元 (2) 和患者之间；

- 其中所述控制装置适于控制所述第一调节装置和第二调节装置，以便将所述主要呼吸气体和辅助呼吸气体以各自受控的比例混合成受控的混合气体，所述受控的混合气体经由所述供给装置供给到患者；

其中所述辅助单元 (8) 的气体出口 (10) 构造成以可拆卸方式连接到所述中央单元 (2) 的辅助气体入口 (11)。

2. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述辅助单元 (8) 的气体出口经由公母接头直接连接到所述中央单元 (2) 的辅助气体入口 (11)。

3. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述辅助单元 (8) 的气体出口通过用于所述辅助呼吸气体的连接管 (9) 连接到所述中央单元 (2) 的辅助气体入口 (11)。

4. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述第二气体入口 (6) 包括适于连接到外部加压气体源的连接装置 (14)。

5. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述第二调节装置 (7) 包括减压装置 (15)。

6. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述第二调节装置 (7) 包括比例装置 (16)。

7. 如权利要求 6 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述比例装置 (16) 是电操作的比例阀。

8. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述第二调节装置 (7) 由所述控制装置控制。

9. 如权利要求 8 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述辅助单元 (8) 包括允许在所述第二调节装置 (7) 与所述中央单元 (2) 的所述控制装置之间传输数据的数据线路 (12)。

10. 如权利要求 9 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述辅助单元 (8) 包括用于将电力从所述中央单元 (2) 传输到所述第二调节装置 (7) 的电力供给线路 (13)。

11. 如权利要求 10 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述辅助单元 (8) 包括控制电子板 (17)，该控制电子板置于所述第二调节装置 (7) 与所述数据线路 (12) 和所述电力供给线路 (13) 之间，并适于处理用于控制所述第二调节装置 (7) 的数据。

12. 如权利要求 11 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述辅助单元 (8) 至少包括气流传感器 (18) 和压力传感器 (19)，所述两个传感器都连接到所述控制电子板 (17)。

13. 如权利要求 3 所述的呼吸辅助设备，其特征在于位于所述辅助单元 (8) 和所述中央单元 (2) 之间的所述连接管 (9) 具有 4 到 8mm 的直径。

14. 如权利要求 3 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述辅助单元 (8) 包括用于存储所

述连接管 (9) 的中央沟槽 (20)。

15. 如权利要求 14 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述辅助单元 (8) 具有空竹形形状。

16. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述第一调节装置是提供所述主要呼吸气体的受控流的涡轮机。

17. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述主要呼吸气体和所述辅助呼吸气体在供应至所述供给装置 (4) 之前在所述中央单元 (2) 内相混合。

18. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于所述辅助单元 (8) 具有适用于直接插入到所述中央单元的一侧上的形状。

19. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于在所述中央单元 (2) 和所述辅助单元 (8) 之间连接有电力供应线路 (13)，以从所述中央单元 (2) 向所述辅助单元 (8) 提供电力。

20. 如权利要求 1 所述的呼吸辅助设备，其特征在于在所述中央单元 (2) 和所述辅助单元 (8) 之间连接有数据线路 (12)，以允许在所述辅助单元 (8) 和所述中央单元 (2) 之间传输数据。

21. 一种作为如权利要求 1-20 中任一项所述的呼吸辅助设备 (1) 的一部分的辅助单元，其特征在于所述辅助单元不同于所述中央单元 (2) 并且包括用于接收来自外部加压气体源的辅助呼吸气体的所述第二气体入口 (6)、用于调节所述辅助呼吸气体的所述第二调节装置 (7) 和所述气体出口 (10)，所述气体出口适于以可拆卸方式连接到所述中央单元 (2) 的所述辅助气体入口 (11) 并且所述气体出口适于向所述中央单元 (2) 的所述辅助气体入口 (11) 供给受调节的辅助呼吸气体流，所述第二调节装置 (7) 受所述中央单元 (2) 的所述控制装置控制。

22. 如权利要求 21 所述的辅助单元，其特征在于所述气体出口适于经由公母接头连接到所述中央单元 (2)。

23. 如权利要求 21 所述的辅助单元，其特征在于所述气体出口适于通过连接管 (9) 连接到所述中央单元 (2)。

24. 如权利要求 21 所述的辅助单元，进一步包括用于将电力从所述中央单元 (2) 传输到所述辅助单元 (8) 的电力供给线路 (13)。

25. 如权利要求 24 所述的辅助单元，进一步包括用于在所述辅助单元 (8) 和所述中央单元 (2) 之间传输数据的数据线路 (12)。

26. 如权利要求 21 所述的辅助单元，其特征在于所述第二调节装置 (7) 包括减压装置 (15)。

27. 如权利要求 21 所述的辅助单元，其特征在于所述第二调节装置 (7) 包括比例装置 (16)。

28. 如权利要求 25 所述的辅助单元，进一步包括用于控制所述第二调节装置 (7) 的控制电子板 (17)。

29. 如权利要求 28 所述的辅助单元，其特征在于所述数据线路 (12) 和所述电力供给线路 (13) 连接到所述控制电子板 (17)。

30. 如权利要求 23 所述的辅助单元，进一步包括用于存储所述连接管 (9) 的中央沟槽

(20)。

31. 如权利要求 30 所述的辅助单元，其特征在于所述辅助单元具有空竹形形状。

32. 如权利要求 21 所述的辅助单元，其特征在于所述辅助单元 (8) 具有适用于直接插入到所述中央单元的一侧上的形状。

33. 一种用于呼吸辅助设备 (1) 的中央单元，该辅助呼吸设备 (1) 能够向患者供给包括主要呼吸气体和辅助呼吸气体的混合气体，其特征在于该中央单元包括：用于主要呼吸气体的主要气体入口 (5)、构造成接收受调节的辅助呼吸气体流的辅助气体入口 (11) 以及混合装置，所述混合装置用于选择性地混合所述受调节的辅助气体流与所述主要气体以获得所需的混合气体。

34. 如权利要求 33 所述的中央单元，其特征在于所述混合装置是三通阀。

35. 如权利要求 33 所述的中央单元，进一步包括用于控制位于所述中央单元外部的调节装置的控制装置，所述调节装置 (7) 调节到达所述中央单元的辅助气体入口 (11) 的辅助呼吸气体流。

36. 如权利要求 33 所述的中央单元，其特征在于所述辅助气体入口 (11) 适于接收具有 4 到 8mm 直径的管。

包括独立辅助单元的呼吸辅助设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于患者的呼吸辅助设备。

[0002] 更具体地，本发明涉及的呼吸辅助设备包括：

[0003] - 用于接收主要呼吸气体的第一气体入口和用于调节所述主要呼吸气体的第一调节装置；

[0004] - 用于接收辅助呼吸气体的第二气体入口和用于调节所述辅助呼吸气体的第二调节装置；

[0005] - 控制装置，其用于控制所述第一和第二调节装置，以便将所述主要呼吸气体和辅助呼吸气体以各自受控的比例混合成受控的混合气体；

[0006] - 供给装置，其用于向所述患者供给所述受控的混合气体。

背景技术

[0007] 已经存在上述呼吸辅助设备。

[0008] 这种设备包括：中央单元，其包括加压的主要气体源——例如用于对来自环境大气的空气进行压缩的涡轮机（因而，空气是主要呼吸气体）。呼吸辅助设备的第一调节装置能够相当于涡轮机本身，所述涡轮机具有与其相关的控制装置（例如控制涡轮机的转动速度）。

[0009] 在本领域的其它设备中，第一调节装置包括涡轮机及其它装置（例如比例阀）。

[0010] 这些设备还包括呼吸管形式的供给装置，用于将加压气体传送给患者。

[0011] 而且，该设备还可以另外包括位于中央单元和患者之间的辅助呼吸管，所述辅助管专用于排出由患者呼出的气体，例如二氧化碳。

[0012] 在这种设备中，涡轮机的入口相当于第一气体入口，用于接收待提供给患者的主要呼吸气体。可替代地，第一气体入口能够由允许连接到外部加压主要气体源（例如医院中的固定的加压空气源）的装置替代。

[0013] 还已知将用于接收待提供给患者的辅助呼吸气体的第二气体入口结合到这种呼吸辅助设备中。

[0014] 辅助呼吸气体通常为氧气。该辅助呼吸气体以受控的比例与空气混合。因而，呼吸辅助设备设置有由控制装置控制的第二调节装置。这允许向患者供给这样的加压气体：所述加压气体中包括已经以受控方式增加了氧气的空气。

[0015] 辅助呼吸气体通常由外部辅助气体源提供，例如加压氧气瓶，或者例如在医院中的用于提供加压氧气的壁式终端。因而，已知设备的第二气体入口包括用于将外部辅助气体源连接到呼吸辅助设备的连接装置。该连接装置固定在中央单元的壁上。

[0016] 实际上，用于将外部辅助气体源连接到呼吸辅助设备的连接装置其自身具有较大的体积。

[0017] 实际上，辅助气体通常为以介于 4 到 6 个大气压之间的压力提供给呼吸辅助设备的加压氧气。

[0018] 并且出于安全原因，连接到这种辅助气体源的连接装置必须足够结实，以消除泄露的危险。因而所得到的连接装置尺寸较大。

[0019] 对于以氧气作为辅助呼吸气体的情况，存在标准的连接装置，所述标准的连接装置能够将呼吸单元连接到在任何地方发现的加压辅助气体源。因而现有设备使用这种位于中央单元壁上的标准连接装置。

[0020] 最后，需要说明的是，包括用于接收例如氧气之类的辅助呼吸气体的第二气体入口的所述设备实际上或者用于向患者供给主要呼吸气体和辅助呼吸气体的混合物，或者仅向患者供给主要呼吸气体。换言之，在许多情形中，使主要呼吸气体中富含辅助呼吸气体是一种选择，这种选择不是永久使用的。

[0021] 为此，混合装置（例如三通阀）通常设置在中央单元中，仅在需要时混合所述主要呼吸气体和辅助呼吸气体。

[0022] 除此以外，还需要说明的是，呼吸辅助设备现在的设计趋势是尽量使得它们尽可能地小。

[0023] 实际上，希望获得一种尽可能小的设备，这样尤其是提高了在连接到呼吸辅助设备上的同时能够使患者自由移动的能力。

[0024] 然而，如果期望能够连接到辅助呼吸气体，上述大尺寸的连接装置对于使得呼吸辅助设备的小型化并且更准确地说是对于使得其中央单元的小型化来说是一个限制。

[0025] 第二调节装置构成了小型化的另一限制。

[0026] 因而本发明的目的是克服这样的限制。

发明内容

[0027] 为了达到上述目的，本发明提出一种呼吸辅助设备。

[0028] 具体地说，本发明涉及一种用于患者的呼吸辅助设备，其包括：

[0029] - 中央单元，所述中央单元包括用于接收主要呼吸气体的第一气体入口、用于调节所述主要呼吸气体的第一调节装置、适于接收受调节的辅助呼吸气体供应的辅助气体入口和控制装置；

[0030] - 辅助单元，所述辅助单元不同于所述中央单元，其中所述辅助单元包括用于接收所述辅助呼吸气体的第二气体入口、用于调节所述辅助呼吸气体的第二调节装置和用于所述受调节的辅助呼吸气体的气体出口；以及

[0031] - 供给装置，所述供给装置位于所述中央单元和患者之间；

[0032] - 其中所述控制装置适于控制所述第一调节装置和第二调节装置，以便将所述主要呼吸气体和辅助呼吸气体以各自受控的比例混合成受控的混合气体，所述受控的混合气体经由所述供给装置供给到患者；

[0033] - 其中所述辅助单元的气体出口构造成以可拆卸方式连接到所述中央单元的辅助气体入口。

[0034] 这种呼吸辅助设备的优选但不是限制的方面如下：

[0035] - 辅助单元经由公母接头或者通过用于辅助呼吸气体的连接管以可拆卸方式连接到中央单元，该连接管具有 4 到 8mm 的直径；

[0036] - 第二气体入口包括适于连接到外部加压气体源的连接装置；

[0037] - 第二调节装置包括能够电操作的减压装置和 / 或比例装置 ;

[0038] - 控制装置位于中央单元内 ;

[0039] - 第二调节装置由控制装置控制 ;

[0040] - 辅助单元包括允许在第二调节装置和中央单元的控制装置之间进行数据传输的数据线路 ;

[0041] - 辅助单元包括用于将电力从中央单元传输到第二调节装置的电力供给线路 ;

[0042] - 辅助单元包括控制电子板，该控制电子板置于调节装置与数据线路和电力供给线路之间，并适于处理用于控制第二调节装置的数据 ;

[0043] - 辅助单元至少包括气流传感器和压力传感器，所述两个传感器都连接到控制电子板 ;

[0044] - 辅助单元包括用于存储所述连接管的中央沟槽，从而使得辅助单元能够具有空竹形形状。

[0045] 根据本发明的另一方面，提出一种作为上述呼吸辅助设备的一部分的辅助单元，其特征在于所述辅助单元不同于所述中央单元并且包括用于接收来自外部加压气体源的辅助呼吸气体的所述第二气体入口、用于调节所述辅助呼吸气体的所述第二调节装置和所述气体出口，所述气体出口适于以可拆卸方式连接到所述中央单元的所述辅助气体入口并且所述气体出口适于向所述中央单元的所述辅助气体入口供给受调节的辅助呼吸气体流，所述第二调节装置受所述中央单元的所述控制装置控制。

[0046] 这种辅助单元的优选但不是限制的方面如下 :

[0047] - 辅助单元经由公母接头或者通过连接管以可拆卸方式连接到中央单元，该连接管具有 4 到 8mm 的直径 ;

[0048] - 辅助单元包括单个入口，该入口具有适于连接到外部加压气体源的连接装置 ;

[0049] - 辅助单元包括用于将电力从中央单元传输到辅助单元的电力供给线路 ;

[0050] - 辅助单元包括单个入口，该入口具有适于连接到外部加压气体源的连接装置 ;

[0051] - 辅助单元包括用于调节所述呼吸气体的调节装置，该调节装置包括减压装置和 / 或比例装置 ;

[0052] - 辅助单元包括控制电子卡以及连接到该控制电子卡的数据线路和电力供给线路，该控制电子卡用于控制调节装置 ;

[0053] - 辅助单元包括用于存储所述连接管的中央沟槽，从而使得辅助单元能够具有空竹形形状。

[0054] 根据本发明的另一方面，提供一种用于呼吸辅助设备的中央单元，该呼吸辅助设备能够向患者供给包括主要呼吸气体和辅助呼吸气体的混合气体，其中该中央单元包括 : 用于主要呼吸气体的主要气体入口、构造成接收受调节的辅助呼吸气体流的辅助气体入口以及混合装置，所述混合装置用于选择性地混合所述受调节的辅助气体流与所述主要气体以获得所需的混合气体。

[0055] 这种中央单元的优选但不是限制的方面如下 :

[0056] - 混合装置是三通阀 ;

[0057] - 中央单元包括用于控制位于所述中央单元外部的调节装置的控制装置，所述调节装置调节到达中央单元的入口的辅助呼吸气体流 ;

[0058] - 该入口适于接收具有 4 到 8mm 直径的管。

附图说明

[0059] 根据下面仅以示例性目的给出且不以任何限制性目的给出并且应该参照附图进行阅读的说明，本发明的其它特征和优点将变得清楚，附图中：

[0060] - 图 1 是根据本发明的呼吸辅助设备的示意图；

[0061] - 图 2 是根据本发明另一实施方式的呼吸辅助设备的示意图；

[0062] - 图 3 是根据本发明的呼吸辅助设备的辅助单元的示意图；

[0063] - 图 4 是根据本发明的呼吸辅助设备的辅助单元的实施方式的剖面示意图。

具体实施方式

[0064] 下面我们首先参照图 1 描述本发明的呼吸辅助设备。

[0065] 本发明的呼吸辅助设备 1 包括能够向患者提供呼吸气体的中央单元 2。

[0066] 中央单元 2 设置有出口 3，呼吸气体通过该出口从中央单元 2 经由供给装置 4 传送给患者。这种出口 3 可以是例如具有锥形形状的橡胶件。

[0067] 供给装置 4 连接到中央单元 2 的出口 3，并允许患者被供以来自于呼吸辅助设备 1 的中央单元 2 的呼吸气体。

[0068] 供给装置 4 可构成患者和中央单元 2 之间的单个呼吸管。

[0069] 该管的近端一般通过面罩或适于气管切开术的设备连接到患者。

[0070] 可替代地，供给装置 4 可与用于患者的第二管相关联，以排出呼吸气体。

[0071] 本发明的呼吸辅助设备 1 用来向患者提供呼吸气体，该呼吸气体由主要呼吸气体和辅助呼吸气体组成，两种气体都以受控的比例提供。

[0072] 从而，本发明的呼吸辅助设备 1 的中央单元 2 包括用于接收主要呼吸气体的第一气体入口 5 和用于调节所述主要呼吸气体的第一调节装置（未示出）。

[0073] 第一气体入口 5 设置为用于收集环境空气，该环境空气是用于提供给患者的主要呼吸气体。

[0074] 可替代地，第一气体入口能够由允许连接到外部加压主要气体源（例如医院内的固定的加压空气源）的装置替代。

[0075] 第一调节装置一般是涡轮机，优选为小型涡轮机，其提供主要呼吸气体的受控流。该涡轮机能够可选地与例如比例阀之类的另一调节设备相联，以便增强对主要呼吸气体流的控制。

[0076] 本发明的呼吸辅助设备 1 还能够向患者提供辅助呼吸气体。

[0077] 为此，本发明的呼吸辅助设备 1 包括分别用于接收和控制辅助呼吸气体第二气体入口 6 和第二调节装置 7。

[0078] 如上所述，第二气体入口 6 具有较大的尺寸（具体由于安全标准的原因）。

[0079] 然而，根据本发明，第二气体入口 6 和第二调节装置 7 没有位于中央单元 2 内。也就是说，它们位于与中央单元 2 不同的辅助单元 8 内。

[0080] 例如三通阀之类的混合装置可设置在中央单元 2 内，以混合所述主要和辅助呼吸气体。

[0081] 通过使用这种辅助单元 8，呼吸辅助设备被改造为模块化的呼吸辅助设备。

[0082] 也就是说，辅助单元 8 以可拆卸的方式连接到中央单元 2。因而，当需要向患者供给包括辅助呼吸气体的混合呼吸气体时，将辅助单元 8（其连接到外部呼吸气体源）耦联到中央单元 2。

[0083] 当患者仅需要供给主要呼吸气体时，不使用辅助单元 8。在此情形下，呼吸辅助设备 1 仅包括中央单元 2。

[0084] 当辅助单元 8 和中央单元 2 进行耦联时，可因此在辅助单元 8 和中央单元 2 之间设置连接管 9。

[0085] 这种连接管 9 允许辅助呼吸气体从辅助单元 8 传输到中央单元 2。即连接管 9 一端连接到辅助单元 8 的气体出口 10（例如具有锥形形状的橡胶件），另一端连接到中央单元 2 的气体入口 11。

[0086] 当辅助呼吸气体由辅助单元 8 内的第二调节装置 7 调节时，例如在压力方面进行调节时，连接管 9 必须满足的安全标准得以降低。从而，连接管 9 可具有明显小于标准管（其通常将外部呼吸气体源连接到呼吸辅助设备）尺寸的尺寸。实际上，连接管 9 可具有 4 到 8mm 的直径（其相对小于标准管的 12 到 16mm 的直径），并且更有柔性、更薄且更轻。

[0087] 而且，中央单元 2 的气体入口 11 适于连接到连接管 9，因而具有较小尺寸。也就是说，中央单元 2 的气体入口 11 与辅助单元 8 的第二气体入口 6 相比特别小。

[0088] 在中央单元 2 中有这样一个小的气体入口 11 非常有益，特别是在呼吸辅助设备 1 仅用于主要呼吸气体时更是如此。实际上，在此情形下，如上所述，呼吸辅助设备 1 仅包括中央单元 2，因而很小并且很轻。

[0089] 根据在图 2 中示出的本发明的另一实施方式，辅助单元 8 制造为使得其可直接耦联到中央单元 2，也就是不需要任何连接管。

[0090] 辅助单元 8 例如可具有直接插入到中央单元 2 的一侧上的形状。在此示例中，中央单元 2 和辅助单元 8 可经由公母接头耦联。

[0091] 在此情形下，辅助单元 8 的气体出口 10 适于直接连接到中央单元 2 的气体入口 11。再次强调的是，气体出口 10 和气体入口 11 可具有小尺寸。实际上，已经在辅助单元 8 内被调节过的辅助呼吸气体，例如在压力方面已被调节过的辅助呼吸气体，气体出口 10 以及气体入口 11 必须满足的标准得以降低。

[0092] 本发明的呼吸辅助设备 1 还包括设置在辅助单元 8 和中央单元 2 之间的数据线路 12。

[0093] 实际上，中央单元 2 包括控制装置（未示出），其中该控制装置除了其它功能之外还用于控制辅助单元 8 的第二调节装置 7。

[0094] 这种控制得以进行要归功于连接中央单元 2 的控制装置和第二调节装置 7 的数据线路 12。

[0095] 在本发明的优选实施方式中，可在辅助单元 8 和中央单元 2 之间设置电力供给线路 13。

[0096] 实际上，调节装置 7 可以进行电操作并且在此情形下将需要电源。一般中央单元 2 设置有电源，例如内部电池或外部电源，所以连接到中央单元 2 的电源的电力供给线路 13 会在需要时向第二调节装置 7 供电。

[0097] 图 3 是根据本发明的呼吸辅助设备 1 的辅助单元 8 的示意图。

[0098] 辅助单元 8 包括连接装置 14，该连接装置 14 相当于第二气体入口 6。

[0099] 连接装置 14 适于连接到提供辅助呼吸气体的外部加压源。

[0100] 如上所述，辅助呼吸气体通常是加压氧气，所述加压氧气以 4 到 6 个大气压之间的压力提供到呼吸辅助设备 1。

[0101] 因而，连接装置 14 必须足够结实，以消除泄露的危险，并因此具有较大尺寸。

[0102] 因而，本发明的呼吸辅助设备 1 优选地设置有具有标准连接装置 14 的辅助单元 8，这使得连接装置 14 可以在任何地方将呼吸辅助设备 1 连接到加压辅助气体源。

[0103] 如前所述，辅助单元 8 包括第二气体调节装置 7。

[0104] 第二气体调节装置 7 的目的是对从辅助单元 8 经过连接管 9 供应到中央单元 2 的辅助呼吸气体进行控制。

[0105] 实际上，外部加压气体源一般以高压提供辅助呼吸气体。当辅助呼吸气体将更提供给患者时，必须降低该压力。因而，第二调节装置 7 包括减压装置 15，例如减压阀。

[0106] 第二调节装置 7 可进一步包括比例装置 16，例如比例阀。该比例装置 16 能够控制用于提供给患者的辅助呼吸气体流。

[0107] 优选地，减压装置 15 的入口耦联到第二气体入口 6，减压装置 15 的出口耦联到比例装置 16 的入口，并且比例装置的出口耦联到辅助单元 8 的气体出口 10。

[0108] 在本发明的优选实施方式中，比例装置 16 是电操作的。因而，比例装置可以是比例电动阀。在此情形下，比例装置 16 经由电力供给线路 13 供电。

[0109] 第二调节装置 7 的操作以及特别是具有比例阀 16 的第二调节装置 7 的操作得以进行要归功于从中央单元 2 的控制装置经过数据线路 12 传输的数据。

[0110] 因而，可以在中央单元 2 上直接设定辅助呼吸气体流必须满足的特性，例如氧气压力。也就是说，在中央单元 2 内设置数据处理装置，以便命令控制装置，该控制装置又控制辅助单元 8 的第二调节装置 7。

[0111] 来自控制装置的这种数据可直接控制第二调节装置 7，因而可以例如直接连接到比例装置 16。

[0112] 可替代地，控制电子板 17 可设置在辅助单元 8 内，从而处理来自于中央单元 2 的控制装置的数据并控制第二调节装置 7。

[0113] 电力供给线路 13 优选地连接到控制电子板 17，该控制电子板 17 向第二调节装置 7 传输所需的电力。

[0114] 还可在辅助单元 8 内设置测量装置，以便增强对第二调节装置 7 的控制。

[0115] 因而，优选地设置例如热线式传感器之类的气流传感器 18，以及压力传感器 19。

[0116] 当第二调节装置 7 包括减压装置 15 和比例装置 16 时，压力传感器 19 设置为测量减压装置 15 和比例装置 16 之间的辅助呼吸气体的压力。气流传感器 18 在此情形下设置为测量来自比例装置 16 的辅助呼吸气体流。

[0117] 辅助单元 8 的测量装置或者直接连接到中央单元 2 的控制装置，或者经由辅助单元 8 的控制电子板 17 连接到该控制装置。

[0118] 因而，使用控制电子板 17 对于设备的小型化具有重要的意义。实际上，其允许减小辅助单元 8 和中央单元 2 之间的数据线路的数目，当数据在控制电子板 17 内直接处理

时，需要一条数据线路。

[0119] 因而，中央单元 2 和辅助单元 8 之间的耦联很简单，因为仅需要 3 条线路，即一条用于辅助呼吸气体的线路（直接将气体出口 10 和气体入口 11 连接到一起或者经由连接管 9 将气体出口 10 和气体入口 11 连接到一起）、一条数据线路 12 以及一条电力供给线路 13。

[0120] 而且，数据线路和电源线路都可集中到一条较小的传输线缆中。

[0121] 最后，图 4 是根据本发明的呼吸辅助设备的辅助单元 8 的实施方式的剖面示意图。这种辅助单元 8 用于经由连接管 9 耦联到中央单元 2。

[0122] 在此实施方式中，设置有完全围绕辅助单元 8 延伸的中央沟槽 20。这种中央沟槽 20 的尺寸使得其内可存储连接管 9。更准确地说，连接管 9 设置在沟槽 20 内，以便缠绕在辅助单元 8 周围。

[0123] 数据线路和电力供给线路可以同样的方式存储在中央沟槽 20 中。

[0124] 因而，当不需要向患者提供辅助呼吸气体时，可将辅助单元 8 从中央单元 2 拆除。这样，连接管 9 以及数据线路和电力供给线路 12、13 与中央单元 2 断开。

[0125] 由于必须存储这种断开的辅助单元 8，所以将连接管 9 并最终将数据线路及电力供给线路 12、13 绕辅助单元 8 设置在中央沟槽 20 内很方便。

[0126] 包括中央沟槽 20 的辅助单元 8 具有例如如图 4 所示的空竹形形状。

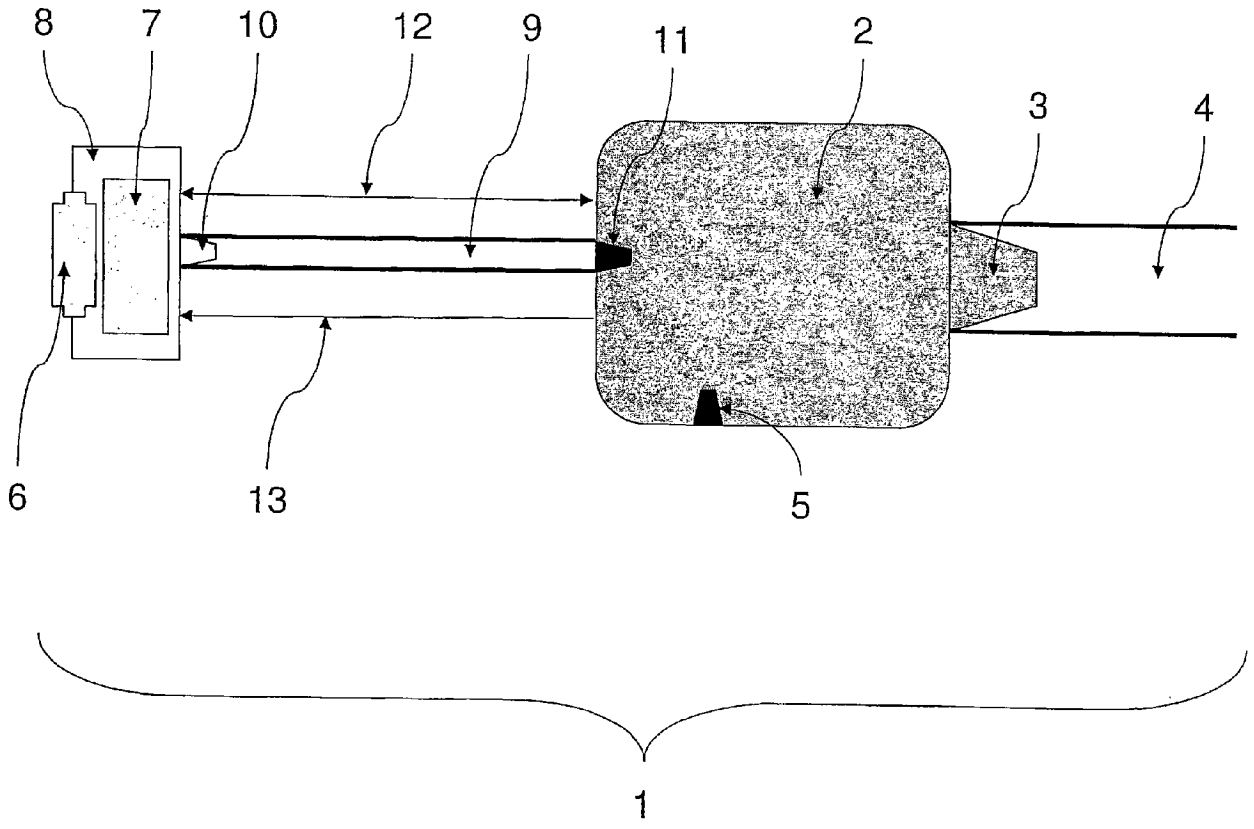


图1

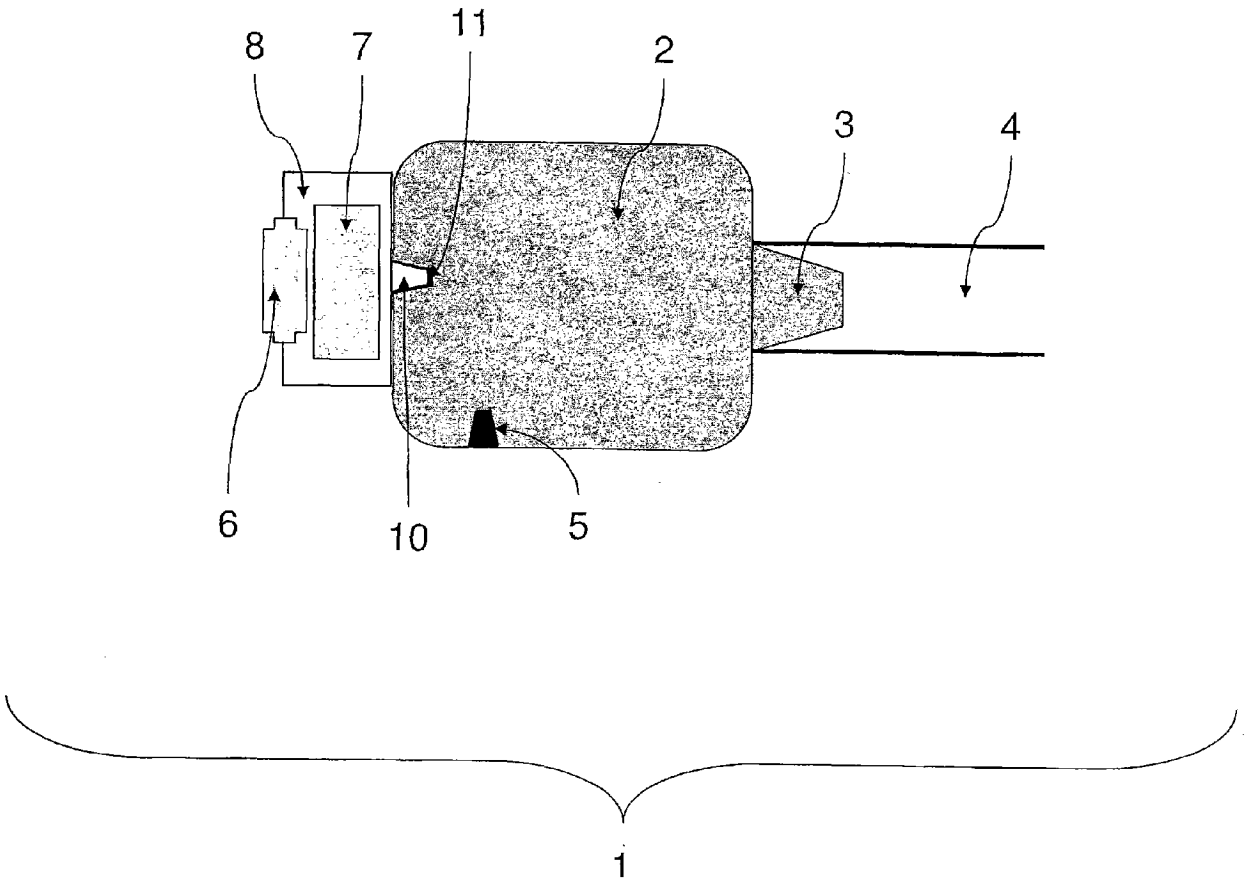


图2

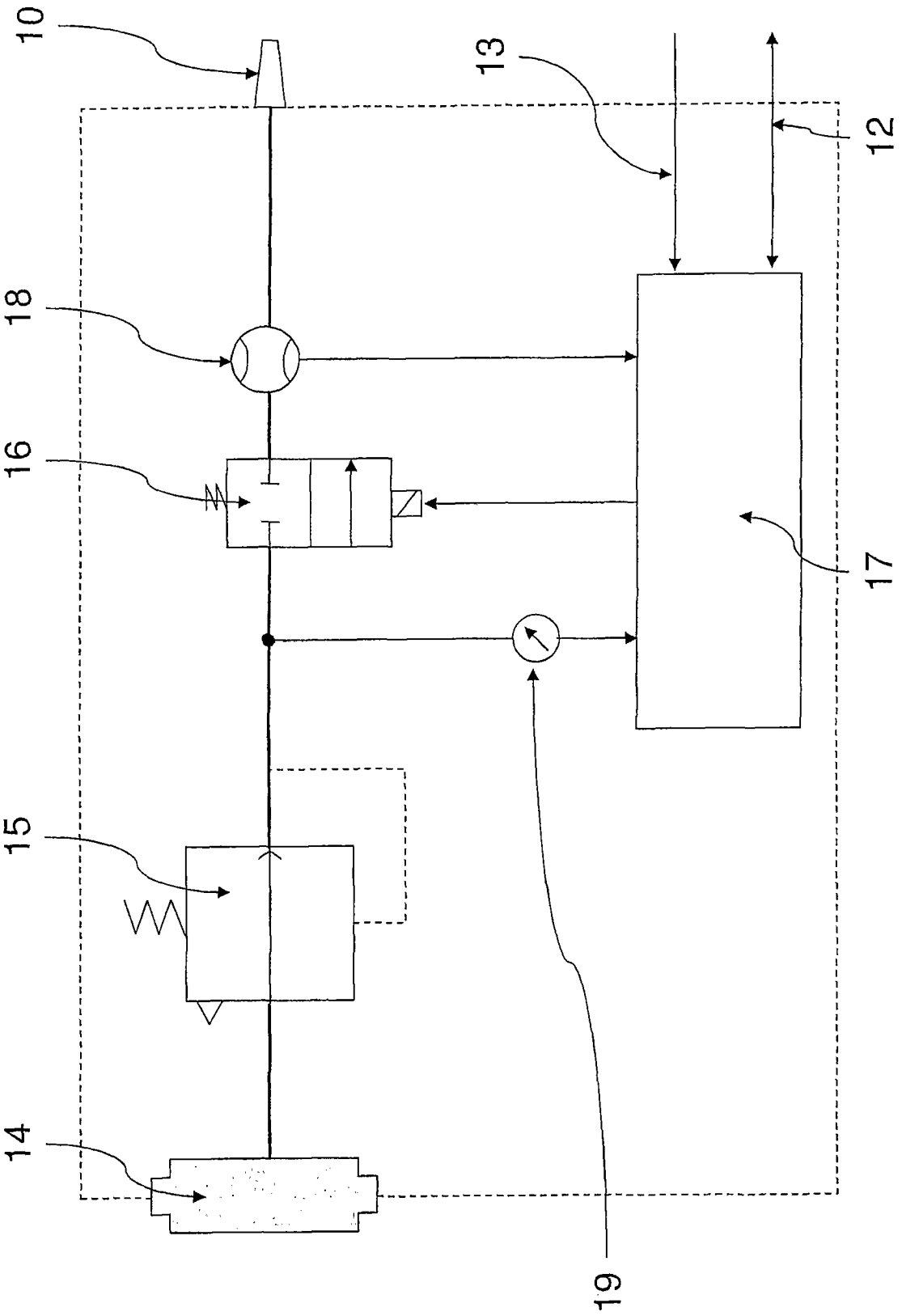


图 3

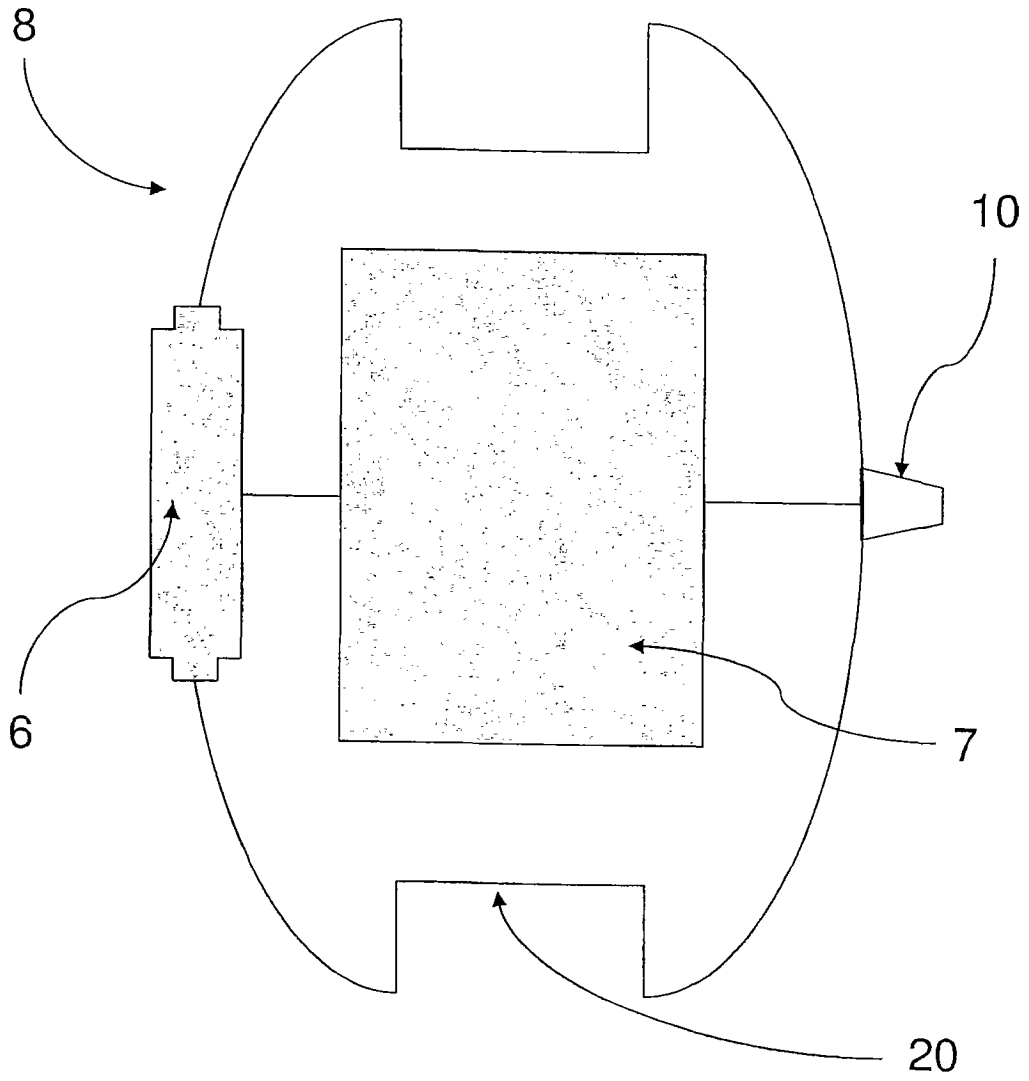


图4