



(12)实用新型专利

(10)授权公告号 CN 209033458 U

(45)授权公告日 2019.06.28

(21)申请号 201690001291.9

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利商标事务所 11038

(22)申请日 2016.08.30

代理人 赵培训

(30)优先权数据

62/212,365 2015.08.31 US

(51)Int.Cl.

A61M 16/10(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61M 16/00(2006.01)

2018.04.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2016/049417 2016.08.30

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/040486 EN 2017.03.09

(73)专利权人 蒸汽热能公司

地址 美国新罕布什尔

(72)发明人 小F·V·科尔特斯 C·布西

G·C·邓根二世

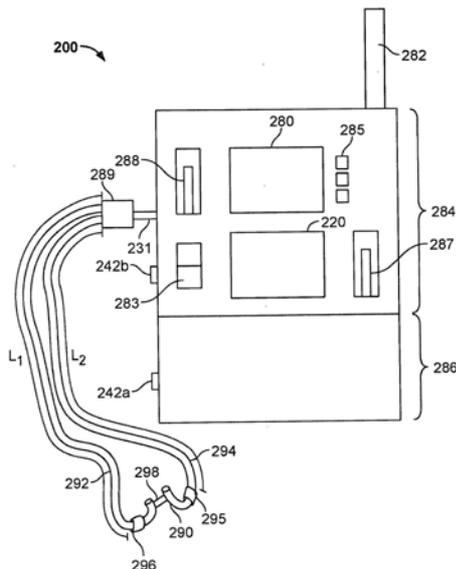
权利要求书2页 说明书9页 附图5页

(54)实用新型名称

用于传输经加热和加湿的氧气和空气混合物的设备

(57)摘要

用于传输经加热和加湿的氧气和空气混合物的设备,包括:蒸汽传输系统,包括壳体、气体入口、气体出口、液体入口、液体出口、将气体入口联接至气体出口的气体通道、将液体入口联接至液体出口的液体通道及将气体通道和液体通道分离的膜,膜定位成将蒸汽从液体通道传输至气体通道;液体供给部,其联接至液体入口且具有将液体供给部的液体加热的加热器;空气压缩机,其包封于壳体中且配置成以第一压力将空气供给至气体入口;氧气浓缩器,其包封于壳体中且配置成以第二压力将氧气输出至气体入口,氧气浓缩器和空气压缩机流体地连通且配置成使得第一压力和第二压力大致相等。该设备将呼吸治疗所消费的时间总量减少,消除了家庭环境中对额外装置的需求。



1. 一种用于传输经加热和加湿的氧气和空气混合物的设备,所述设备包括:

蒸汽传输系统,其包括壳体、气体入口、气体出口、液体入口、液体出口、将所述气体入口联接至所述气体出口的气体通道、将所述液体入口联接至所述液体出口的液体通道以及将所述气体通道和所述液体通道分离的膜,其中所述膜定位成将蒸汽从所述液体通道传输至所述气体通道;

液体供给部,其联接至所述液体入口并且具有将所述液体供给部的液体加热的加热器;

空气压缩器,其包封于所述壳体中并且配置成以第一压力将空气供给至所述气体入口;和

氧气浓缩器,其包封于所述壳体中并且配置成以第二压力将氧气输出至所述气体入口,其中所述氧气浓缩器和所述空气压缩器流体地连通并且配置成使得所述第一压力和所述第二压力大致相等。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述第一压力和所述第二压力相差在10%以内。

3. 根据权利要求1所述的设备,其中所述第一压力和所述第二压力相差在5%以内。

4. 根据权利要求1所述的设备,其中所述第一压力和所述第二压力为6-11psi。

5. 根据权利要求1所述的设备,其中所述气体出口与第一细长腔以及第二细长腔流体地连通,其中所述第一细长腔联接至鼻插管的第一端部且所述第二细长腔联接至鼻插管的第二端部,其中来自所述第一细长腔的第一气体流和来自所述第二细长腔的第二气体流被引导通过第一鼻插锥和第二鼻插锥。

6. 根据权利要求5所述的设备,其中通过所述第一细长腔的所述第一气体流和通过所述第二细长腔的所述第二气体流在整个所述鼻插管中不流体连通。

7. 根据权利要求5所述的设备,其中通过所述第一细长腔的所述第一气体流和通过所述第二细长腔的所述第二气体流在所述第一鼻插锥和所述第二鼻插锥处流体地连通。

8. 根据权利要求5所述的设备,其中所述鼻插管限定恒定直径的流体路径。

9. 根据权利要求5所述的设备,其中所述第一细长腔的内径和所述第二细长腔的内径约等于1/4英寸。

10. 根据权利要求5所述的设备,其中通过所述第一细长腔和所述第二细长腔的流量为40lpm或更大。

11. 根据权利要求1所述的设备,进一步包括基座单元,所述基座单元可移除地接合所述蒸汽传输系统,以允许再利用所述基座单元并且选择性地丢弃所述蒸汽传输系统,在所述蒸汽传输系统容纳于所述基座单元时,联接至所述基座单元的所述液体通道用于在所述基座单元和所述蒸汽传输系统之间的液体流动。

12. 根据权利要求5所述的设备,其中所述第一细长腔和所述第二细长腔中的每个均具有约1.8米的长度并且其中所述第一细长腔和所述第二细长腔中的每个均从所述气体出口以5-40lpm的流量范围提供气体。

13. 根据权利要求5所述的设备,其中所述第一细长腔和所述第二细长腔中的每个均具有约10米的长度。

14. 根据权利要求13所述的设备,其中所述第一细长腔和所述第二细长腔从所述气体出口以0.25-10lpm的流量范围提供气体。

15. 根据权利要求5所述的设备,其中所述第一气体流和所述第二气体流在5-40lpm的流量范围内将温度维持在与设定温度相差 ± 5 摄氏度。

16. 根据权利要求5所述的设备,其中离开所述气体出口的气体流的湿度在26-56mg/L的范围内。

17. 根据权利要求1所述的设备,其中所述膜包括多条中空纤维管。

18. 根据权利要求1所述的设备,其中所述气体通道被所述液体通道套装。

19. 根据权利要求1所述的设备,其中所述液体通道被所述气体通道套装。

20. 根据权利要求1所述的设备,其中所述设备以55dB或更低的声音水平运行。

用于传输经加热和加湿的氧气和空气混合物的设备

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求2015年8月31日提出的美国临时申请No.62/212,365 的权益,其全部内容通过援引加入并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及用于提供呼吸治疗的系统。更特别地,本公开涉及提供经加热和加湿的氧气和空气混合物的系统。

背景技术

[0004] 患有呼吸疾病的患者可以用传输追加呼吸气体的呼吸辅助装置来治疗。这样的装置可以使用高流量治疗(“HFT”)将气体传输至患者。在HFT治疗期间,具有高流量的呼吸气体经由鼻插管被传输至患者以在减少患者的呼吸工作的同时增加患者的吸入氧比率(F_{iO_2})。在一些实施中,HFT装置对传输的呼吸气体进行加热和加湿,以减少患者的不适。

[0005] 患有呼吸疾病的患者也可以从氧气治疗获益。在氧气治疗的实行期间,氧气或包括氧气的呼吸气体被传输至患者。尽管HFT和氧气治疗具有相似之处,但由于不同的装置要求,接受HFT和氧气治疗的患者一次必须接受一种治疗。通过单独地施加治疗,患者接受治疗所消耗的时间量增加,从而不可避免地增加患者在治疗期间所经受的不适并且阻碍患者享受其他活动。

[0006] 由于患有呼吸疾病的患者可以发现,高压呼吸气体在家庭环境中不可获得,缺乏合适的家庭HFT治疗进一步加重患者的负担。替代地,患者不得不移动至具有高压呼吸气体源的诊所环境。

实用新型内容

[0007] 本文中公开了用于自给式设备的系统、方法和装置,所述自给式设备能够将经加热和加湿的氧气和空气的混合物传输至患者,以克服上文提及的问题。此外,这些系统、方法和装置允许在家庭环境中将经加热和加湿的呼吸气体混合物传输至患者,将患者从必须移动至诊所的负担中解脱出来。此优点和下文描述的其他优点通过将空气压缩器和氧气浓缩器并入蒸气传输系统而实现。HFT系统并入了压缩空气源和生产医用级别氧气的经济措施,该HFT系统的并入允许HFT在非诊所环境中广泛地部署。传统地,由于氧气浓缩器的低压输出,这些浓缩器未被用于传统的医用级别的HFT系统中。

[0008] 本文中描述的系统通过在HFT系统中并入在低压下运行的空气压缩器和氧气浓缩器,克服了与HFT在非诊所环境中的实行相关联的挑战。所述系统将这些特征并入单个便携式的壳体中,所述壳体使非诊所环境或家庭环境中的杂乱程度最小化并且使得患者围绕系统的可移动性最大化。空气压缩器充当用于增压空气的源,且氧气浓缩器提供氧气以用于混和成具有适当氧气浓度的呼吸气体混合物。氧气和空气的气压相匹配以辅助在被加热和加湿以用于传输至患者之前的混合。系统允许来自氧气浓缩器的低压气体与来自空气压缩

器的低压气体相混和。匹配的压力允许系统混和空气-氧气呼吸气体,所述空气-氧气呼吸气体在被引导至HFT系统之前具有更高浓度的氧气并且具有更高的输出气体流量。在气体的加热和加湿之后,系统并入了低阻力大内径的管件以允许高达40升/分钟(1pm)的高气体流量经由鼻插管被传输至患者。使用压缩器和氧气浓缩器以提供经混合、加热和加湿的气体和氧气允许在家和其他非诊所环境中实行HFT治疗,而不需要额外的设备,诸如氧气瓶、氧气容器或高压源。

[0009] 此外,该系统还在最大化患者舒适度的同时提供用于高效实行 HFT的措施。在一些实施中,该系统通过具有大内径的管件提供高流量的呼吸气体,所述高流量的呼吸气体通过具有小内径的鼻插锥被传输至鼻插管。由于与经加热和加湿的呼吸气体在被运输通过管件的大长度时的冷凝相关联的挑战,约2m的管件长度被用于HFT。该系统被设计为与多种插管构造一起使用。一种这样的构造通过维持从蒸汽传递单元至鼻孔的、至每个鼻孔的气体流的流体分离而使得抵达患者的噪音量最小化。鼻插管的另一个可能的构造包括在实现气体经由鼻插锥进入鼻孔的位置处的流体连通部。通过使用大直径的管件,至患者的降低的噪音进一步减小。系统使用进一步减小装置噪音的双低压压缩器和浓缩器系统。

[0010] 此外,本系统能够提供经加热和加湿的HFT和氧气治疗两者,将经加湿的但未经加热的并且具有高浓度氧气的呼吸气体传输至患者。由于所述高浓度氧气的呼吸气体未经加湿,析水和冷凝的问题成为较小的挑战,且高浓度氧气的呼吸气体能够通过管件的大长度被提供至患者,允许患者在接受氧气治疗的同时具有最大的可移动性。通过将 HFT和氧气治疗结合在一个自给式的系统中,这样则将呼吸治疗实行至患者所消费的时间总量减少,且消除了在家庭环境中对额外装置的需求。

[0011] 在一个方面中,用于传输经加热和加湿的氧气和空气混合物的设备包括蒸汽传输系统,所述蒸汽传输系统具有壳体、气体入口、气体出口、液体入口、液体出口、将气体入口联接至气体出口的气体通道、将液体入口联接至液体出口的液体通道以及将气体通道和液体通道分离的膜。所述膜被定位成将蒸汽从液体通道传输至气体通道。所述设备还包括联接至液体入口的液体供给源,且所述液体供给源还具有加热液体供给源的液体的加热器。所述设备还包括包封在蒸汽传输系统的壳体中的空气压缩机。所述空气压缩机配置成将空气以第一压力供给至气体入口。此外,所述设备包括也被包封在蒸汽传输系统壳体中的氧气浓缩器。氧气浓缩器配置成将氧气以第二压力输出至气体入口。氧气浓缩器和空气压缩机流体地连通并且配置成经压缩的空气的第一压力和氧气的第二压力为大约相等的。

[0012] 氧气的压力和经压缩的空气的压力可以不同。例如,在某些实施中,经压缩空气的第一压力和氧气的第二压力相差在10%范围内。在一些实施中,经压缩空气的第一压力和氧气的第二压力相差在5%范围内。在一些实施中,经压缩空气的第一压力和氧气的第二压力等于约6-11psi。

[0013] 在一些实施中,气体出口与第一细长腔以及第二细长腔二者流体地连通。第一细长腔联接至鼻插管的第一端部而第二细长腔联接至鼻插管的第二端部,来自第一细长腔的第一气体流和来自第二细长腔的第二气体流被引导通过第一鼻插锥和第二鼻插锥。在一些实施中,通过第一细长腔的第一气体流和通过第二细长腔的第二气体流不通过鼻插管流体地连通。在一些实施中,通过第一细长腔的第一气体流和通过第二细长腔的第二气体流在第一鼻插锥和第二鼻插锥处流体地连通。在一些实施例中,鼻插管为第一气体流和第二气

体流限定恒定直径的流动路径。在一些实施中,第一细长腔的内径和第二细长腔的内径约等于1/4英寸。在一些实施中,通过第一细长腔和第二细长腔的流量等于40lpm或更大。

[0014] 在一些实施中,设备还包括基座单元,所述基座单元可移除地接合蒸汽传输单元,以使得基座单元能够被再利用并且蒸汽传输单元能够被选择性地处理。液体通道被联接至基座单元,以在蒸汽传输单元被基座单元接收时在基座单元和蒸汽传输单元之间提供液体流动。

[0015] 在一些实施中,第一细长腔和第二细长腔的每个均具有约1.8米的长度且每个腔均以约5-40 (lpm) 的流量从气体出口提供气体。在某些实施中,第一细长腔和第二细长腔的每个均具有约10米的长度。在一些实施例中,第一细长腔和第二细长腔以约0.25-10lpm的流量范围从气体出口提供气体。

[0016] 在一些实施中,来自第一细长腔的第一气体流和来自第二细长腔的第二气体流的温度在流量为5-40lpm范围中时保持与设定温度相差 5摄氏度之内。在一些实施中,离开气体出口的气体流的湿度在 26-56mg/L的范围内。

[0017] 在一些实施中,在蒸汽传输系统中的膜包括多条中空纤维管。在一些实施中,蒸汽传输系统的气体通道被液体通道套装。在一些实施中,液体通道被气体通道套装。在一些实施中,设备以约55dB或更低的声音级别运行。

附图说明

[0018] 上文提及的和其他目标和优点将从下文的详细描述与附图相结合的考虑而变得显而易见。技术人员将理解,附图主要为用于说明性的目的,并且不意在于限制本文中描述的主题的范围。附图不一定是按比例绘制的;在一些示例中,本文中公开的主题的各个方面可以在附图中夸大地或放大地显示,以辅助理解不同特征。在附图中,相同的附图标记通常指的是相同的特征(例如,功能上相似且/或结构上相似的元件)。

[0019] 图1示出了根据本实用新型的示例性方面,用于传输经加热和加湿的氧气和空气混合物的系统的示意性显示;

[0020] 图2为系统的示例性实施例前视透视图;

[0021] 图3为系统的示例性实施例的外部的透视图;

[0022] 图4为展示系统在多种呼吸气体输出流量中的温度特性并与其他 HFT装置对比的柱状图;

[0023] 图5为展示系统在多种呼吸气体输出流量中的湿度特性并与其他 HFT装置对比的柱状图;

[0024] 图6为展示系统在多种总输出流量中的氧气富集并与其他装置对比的曲线图;

[0025] 图7为用于实现经加热和加湿的空气-氧气混合物的说明性流程图。

[0026] 本文中公开的实用新型概念的特征和优点将从下文陈述的结合附图的详细描述变得更显而易见。

具体实施方式

[0027] 设备的各个方面将参考附图描述。这样的附图意在于为说明性的,而非限制性的并且被包含于此以辅助对本实用新型的说明。

[0028] 本文中描述的系统、装置和方法提供用于制造经加热和加湿的氧气和空气混合物并将所述混合物传输至患者的措施,而不使用外部高流量氧气和空气源。本文中描述的系统、装置和方法提供在家庭或其他非诊所环境中的HFT的使用。使用空气压缩机、氧气浓缩器和蒸汽传输系统可以制造和混合增压的空气和浓缩的氧气,以实现用于传输至患者的经加热和加湿的氧气-空气混合物。使得压缩的空气和浓缩的氧气的压力匹配则允许各种氧气浓度的氧气-空气混合物在各种流量下混合。

[0029] 图1示出了用于传输经加热和加湿的氧气和空气混合物的系统的示意性显示。系统100包括基座单元112、蒸汽传输单元120、空气压缩机单元150和氧气浓缩器单元160。基座单元112可以包括分别地用于操作系统100以及用于控制蒸汽传输单元120、空气压缩机单元150和氧气浓缩器单元160的控制件。蒸汽传输单元120包括壳体122、气体入口124、气体出口125、液体入口127、液体出口128、气体通道126、液体通道130、膜132、液体储存器134、液体端口136和加热器138。系统配置成通过壳体122中的空气入口142吸入空气140,并且将空气140引导至空气压缩机单元150中的空气入口154或引导至氧气浓缩器单元160中的空气入口164。在一些实施中,可以在壳体122中具有单个空气入口142,所述单个空气入口将空气140吸引入并且将空气140引导至空气压缩机单元150和氧气浓缩器单元160两者。在其他实施中,可以在壳体122中具有多个空气入口142。空气压缩机单元150将空气140增压并且将经增压的空气152通过增压空气出口156排出至压缩空气通道158中。被排出的空气具有第一压力159。氧气浓缩器单元160将来自空气140的氧气162浓缩并且将浓缩的氧气162从氧气浓缩器单元160通过氧气出口166排出至氧气通道168中。氧气162离开浓缩器单元160并具有第二压力169。从空气压缩机单元150输出的第一压力159与从氧气浓缩器单元160输出的第二压力169匹配。匹配的压力允许空气和氧气以较高的氧气浓度并且以高输出气体流量相混和而不发生一种气体主导另一种的情况。

[0030] 压缩空气通道158和氧气通道168在内部管件中的连接部170处相遇,在所述连接部处,流体是相连通的。压缩空气152和浓缩氧气162气体在连接部170处混和以形成氧气-空气呼吸气体混合物174并且继续通过气体通道172至气体入口124并且进入蒸汽传输单元120。在一些实施中,气体(空气152和氧气162)的混和可以由在一方向上引导气体的歧管或导流器辅助。压缩空气152的第一压力159可以与浓缩氧气162的第二压力169匹配以允许在高氧气浓度下混合。第一压力159和第二压力169可以由基座单元112上的控制件控制或者所述第一压力和第二压力可以被自动地控制成维持压力匹配。第一压力159和第二压力169可以被控制为约6psi。在一些实施中,第一压力159和第二压力169被维持在5-11psi。对于自给式氧气浓缩器和空气压缩机,可以达到5-11psi的压力并且不要求使用高压气体源。这些压力允许系统在家庭或非诊所环境中以最小化的噪音输出使用。第一压力159可以被控制成与第二压力169相差在一定百分比之内(例如,在25%、20%、10%、5%、3%之内)。接近地匹配的压力防止回流并且防止在混合期间,一种混合气体主导另一种。将气体以匹配的压力混和允许混合成期望的氧气浓度。

[0031] 蒸汽传输单元120配置成加热和加湿氧气-空气呼吸气体混合物174。蒸汽传输单元120包括将气体入口124连接至气体出口125的气体通道126。蒸汽传输单元120还包括可在液体端口136处被填充的液体储存器134。液体可以离开液体储存器134并且在经由液体通道130连接至液体出口128的液体入口127处进入蒸汽传输单元120。液体储存器134进一

步包括加热器138,所述加热器配置成加热液体并且可以被基座单元112上的控制件控制。加热器138加热液体并且所述液体通过液体通道130被输送至蒸汽传输单元120,在该蒸汽传输单元处,来自经加热液体的蒸汽可以通过将液体通道130和气体通道172分离的膜132被传输至氧气-空气呼吸气体混合物174。

[0032] 通过气体通道126后,经加热和加湿的氧气-空气呼吸气体混合物174在气体出口176处离开蒸汽传输单元的壳体122。气体出口176配置成连接至多种可能的插管或用于将气体传输至患者的其他机构。

[0033] 在一些实施中,蒸汽传输单元120可以配置成可移除地联接至基座单元112,从而蒸汽传输单元120可以被丢弃,而基座单元112可以被再利用。可移除的蒸汽传输单元120还可以被移除以用于清洁或维护。在这样的实施中,液体通道130可以被联接至基座单元112以当蒸汽传输单元120被可移除地联接至基座单元112时,允许在基座单元112和蒸汽传输单元120之间的液体流动。

[0034] 蒸汽传输单元120的膜132可以包括多条中空纤维。此外,在一些实施中,膜132可以将气体通道126与液体通道130分离,使得气体通道126被液体通道130套装。在其他实施中,气体通道126和液体通道130可以被布置成使得气体通道126套装液体通道130。

[0035] 蒸汽传输单元120配置成在氧气-空气呼吸气体混合物174被传输至患者之前将所述呼吸气体混合物加热和加湿。操作员可以使用基座单元112上的控制件控制加热器138的温度。温度范围可以被预设或者被限制在许用的温度范围(例如,33-41℃)内。在33-41℃范围内的温度对于患者来说是舒适的,并且允许在至患者的传输路径上维持气体湿度并同时具有最低程度的冷凝和析水。氧气-空气呼吸气体混合物174的温度控制可以被控制,使得对于多种流量来说,设定温度维持在平均量之内(例如,在2℃、5℃、10℃之内)。氧气-空气呼吸气体混合物174的湿度也可以被控制,使得在室温下实现高达90-100%的湿度(例如,35-56mg/L)。在一些实施中,可以提供约22-56mg/L的湿度。

[0036] 图2和图3示出了系统的示例性实施例的透视图。特别地,图2示出了系统的示例性实施例的前视透视图,而图3示出了系统的示例性实施例的外部的透视图。系统200具有压缩器部286以及还包括蒸汽传输系统220的浓缩器部284。系统200包括:具有空气入口254和压缩空气出口256的压缩器单元250;具有空气入口264和压缩氧气出口266的氧气浓缩器单元260;压缩空气通道258;氧气通道268;连接部270,压缩空气和浓缩的氧气在该连接部处相遇并且混合;蒸汽传输系统220,该蒸汽传输系统包括壳体222、气体入口224、气体出口225、连接所述气体入口224和气体出口225的气体通道226、液体储存器234、液体入口227、液体出口228、液体通道230、加热器238以及将液体通道230和气体通道226分离的膜232。蒸汽传输系统220、空气压缩器单元250和氧气浓缩器单元260均容纳于蒸汽传输系统220的壳体222中。系统200因此为自给式的并且为便携的,允许在限制杂乱的同时将HFT广泛地部署至家庭或非诊所环境中。

[0037] 系统200在空气入口242a和242b处吸入空气240。尽管示出了两个入口,系统可以具有单个空气入口242a、242b,在该空气入口处,空气被吸入并且被引导至空气压缩器单元250和氧气浓缩器单元260。空气240通过入口254被引导至空气压缩器单元250中。空气压缩器单元250压缩空气240。空气压缩器单元250可以包括容器253。该容器一旦被压缩,经压缩的空气252在压缩空气出口256处被引导至空气压缩器单元250外并且进入压缩空气通道

258。在压缩空气通道258 中的压缩空气252可以具有第一压力259。该压力可以被监控。

[0038] 系统200还将空气240通过空气入口264引导至氧气浓缩器单元 260中。氧气浓缩器单元260示出为具有两个缸体261a和261b。氧气浓缩器单元260可以使用变压吸附技术，所述变压吸附技术利用了包括沸石、活性炭、氧气膜分离部或分子筛的吸附性材料以将来自周围空气240的氧气262浓缩。浓缩的氧气262通过浓缩氧气出口266被引导至氧气浓缩器单元260外并且进入氧气通道268。在该氧气通道中的浓缩氧气出口266具有第二压力269。氧气通道268在连接部270 处与压缩空气通道258流体地连通。压缩空气252的第一压力259与浓缩的氧气262的第二压力269匹配。匹配的压力可以为相等的或可以匹配成相差在一定百分比之内(例如,在2%、5%、7%、10%、15%之内)。在压缩空气和浓缩的氧气混合前将压缩空气252的第一压力259和浓缩的氧气262的第二压力269匹配致使更流畅的混和过程。压缩空气252和浓缩的氧气262的混合还可以通过使用在连接部270 处的歧管或引导装置来辅助以将流体在单个方向上引导。浓缩的氧气 262和压缩空气252在匹配压力下的混和允许氧气-空气呼吸气体混合物274的混合具有用于治疗用途的适当氧气浓度。

[0039] 氧气-空气呼吸气体混合物274继续通过气体通道272并且通过气体入口224进入蒸汽传输系统220,所述气体入口通向穿过蒸汽传输系统220的气体通道226。蒸汽传输系统220还包括液体储存器234,所述液体储存器可以通过液体端口236填充诸如水的液体。液体储存器234包括加热器238,所述加热器加热液体并且产生蒸汽。蒸汽传输系统220还包括液体入口227和液体出口228,液体通过所述液体入口离开液体储存器234并且进入液体通道230且进入液体出口而离开蒸汽传输系统220。气体通道226通过膜232与液体通道230分离,所述膜允许来自液体通道230的蒸汽至气体通道226的传输。在一些实施中,膜232可以包括多条中空纤维。在一些实施中,气体通道226 可以被液体通道230套装。在其他实施中,液体通道230可以被气体通道226套装。蒸汽至气体通道272中的氧气-空气呼吸气体混合物 274的传输允许氧气-空气呼吸气体混合物274在被传输至患者之前经过加热和加湿。

[0040] 气体通道226引导经加热和加湿的氧气-空气呼吸气体混合物274 在气体出口225处离开蒸汽传输系统220。经加热和加湿的氧气-空气呼吸气体混合物274可以通过壳体气体出口276被进一步引导至壳体 222外以传输至患者。在液体通道230中的液体也可以在液体出口228 处被引导离开蒸汽传输系统220。液体可以被进一步在壳体液体出口 229处被引导出壳体以用于收集。

[0041] 系统200的各个方面可以通过在用户显示面板280上的控制件 285来控制。用户可以拥有调整参数的控制件,所述参数包括氧气-空气呼吸气体混合物274的温度和湿度。在一些实施中,气体温度可以在环境室温和43℃之间调节,同时湿度水平可以在90%和100%之间调节。控制件还可以调节氧气-空气混合物的流量和氧气和空气的混合物在经加热和加湿的氧气-空气呼吸气体混合物274中的比例。在一些实施中,系统200可以以1-40lpm的流量传输经加热和加湿的氧气- 空气呼吸气体混合物274的连续流体。氧气至所述流体的混合可以在 0lpm和20lpm之间变化。系统中可以并入电源按钮283和显示浓缩氧气的流量的流量计288以及显示压缩空气的流量的流量计287。系统200可以由IV电极282的添加而进行进一步适配。系统200为自给式的并且不需要使用外部气体源,尽管使用外部气体源是可以的。此外,低压氧气浓缩器和低压空气压缩器的使用允许设备在55dB或更低的声级下运行。

[0042] 在一些实施中,系统200可以被配置成允许蒸汽传输系统220能够从基座单元212拆卸。这允许蒸汽传输系统220的丢弃和基座单元 112的再利用。这进一步允许蒸汽传输系统的移除,以用于清洁、检查或维护。在一些实施中,液体通道230被联接至基座单元212,以当蒸汽传输系统容纳于基座单元中时用于基座单元212和蒸汽传输系统220之间的液体流动。

[0043] 经加热和加湿的氧气-空气呼吸气体混合物274在壳体气体出口 231处离开壳体222。经加热和加湿的氧气-空气呼吸气体混合物274 可以通过气体分流器289被引导至患者,所述气体分流器引导气体至具有第一长度L1的第一细长腔292和具有第二长度L2的第二细长腔 294。第一细长腔292可以被联接至鼻插管290的第一端部296。第二细长腔294可以被联接至鼻插管290的第二端部295。第一细长腔292 和第二细长腔294的每个均由大内径、低阻力的管件构成,允许氧气-空气呼吸气体混合物实现高流量以用于传输至患者。在一些实施中,鼻插管290的第一端部296和鼻插管290的第二端部295可以通过桥接件298连接,所述桥接件不允许所述两个端部(296和295)之间的流体连通。尽管此处示出的鼻插管290具有不流体连通并且被桥接元件298分离的两个插鼻孔部,可以使用任何合适的鼻插管或面罩将空气-氧气呼吸气体混合物传输至患者。在其他实施中,来自第一细长腔292和第二细长腔294的气体可以在鼻插管290中流体连通。在一些实施中,来自第一细长腔292和第二细长腔294的气体可以在气体经由鼻插管290的插锥进入鼻子的实施位置处流体地连通。在一些实施中,通过第一细长腔292的气体流在离开气体分流器289之后可以不与通过第二细长腔294的气体流流体连通,直到从鼻插管290排出。在一些实施中,鼻插管限定恒定直径的流动路径。在一些实施中,在整个系统中使用具有大内径的低阻力管件以允许高达40lpm的气体流输出。使用具有大内径的管件使得系统中的背压最小化。在一些实施中,鼻插管在供给管件和带有鼻插锥(其具有小内径)的入口端口处具有大内径的横截面。在一些实施中,第一细长腔和第二细长腔的内径对于第一细长腔和第二细长腔两者来说可以为相等的且所述内径可以约等于1/4英寸(例如,3/8英寸、1/4英寸、5/8英寸、1/2英寸)。内径约为1/4英寸的管件的使用以高流量将呼吸气体提供至患者。此外,大内径管件提供了良好的表面积与容积之比并且相对于较小内径的管件具有降低的冷凝和析水发生率。当与具有较小内径的管件相比时,与具有约1/4英寸内径的管件相关联的毕奥系数(Biot number)较大,且具有较小内径的管件可能经受更大的热传输和更多的冷凝和析水。在一些实施中,通过第一细长腔的流量可以为40lpm或更大。尽管氧气-空气气体混合物的传输示出为穿过分离的鼻插管,气体可以通过任何合适的鼻插管或患者界面(包括面罩和气管适配器)进行传输。

[0044] 在一些实施中,系统200可以配置成在两种模式下运行。第一模式可以如描述的那样将经加热和加湿的氧气-空气呼吸气体混合物274 提供至患者。第二模式可以将经加湿但未经加热的氧气-空气呼吸气体混合物274提供至患者。在一些实施中,第二模式允许将高浓度氧气气体(例如,90-93%的氧气)以1-20lpm的流量通过大长度的管件传输至经加湿但未经加热的气体中。由于在第二模式中的气体未经加热,在呼吸气体通过管件长度的传输期间,析水或冷凝的发生减少。第二模式可以允许使用相应地具有较长长度L1和L2的第一细长腔和第二细长腔(292和294)。管件的较长长度允许在自己家庭中接收氧气治疗的患者在接受氧气治疗的同时进行移动。在一些实施中,系统200可以在传输高浓度氧气和传输

HFT氧气-空气混合物之间切换,所述HFT氧气-空气混合物具有可以取决于流量且可控制的在21-93%之间的氧气浓度。此外,经由单个系统提供氧气治疗和HFT两者减少了在家庭环境和流线治疗中的对于更多设备的需求。因此在一些实施中,L1和L2可以为1.8米或更长(例如,1.8米、2米、2.5米、3米)并且第一细长腔292和第二细长腔294中的每个均可以以5-40lpm的流量提供气体。8-40lpm的流量足够提供HFT的核心利益。以这些流量来进行HFT则通过加热和加湿的方式减少了患者的呼吸负担,并且在吸气之前冲刷鼻腔和咽喉腔的死角。在一些实施中,L1和L2的长度可以约为10米(例如,7米、8米、9米、10米、11米、15米)且第一细长腔292和第二细长腔294中的每个均可以以约2lpm的流量提供气体。典型地,2lpm的流量足以提供对患者的长期氧气治疗。在一些实施中,第一细长腔292和第二细长腔294中的每个均可以以0.25-10lpm的流量提供气体。

[0045] 图4示出了展示系统100在多种呼吸气体输出的流量下的温度特性的柱状图400。y轴410代表以摄氏温度为单位所测量的、由该系统所输出的氧气和空气混合物的温度。x轴420代表以lpm为单位测量的氧气和空气混合物的设定流量。流量以5lpm的增量从5lpm变化至40lpm。系统的温度设定为37°C并且来自系统100的氧气和空气混合物输出在气体出口处的温度被测量和记录。系统100的温度特性与两个其他的HFT系统(PF单元和Palladium)的温度特性被一起展示。柱状图400显示,系统100在被测的流量范围内与PF单元表现相似。柱状图还显示,系统100将设定温度在被测的流量范围内维持在约5°C之内。输出的氧气和空气混合物在5lpm的流量下的记录温度为约42°C,且在40lpm的流量下的记录温度为约33°C。系统100能够将设定温度在5lpm至40lpm的流量范围内维持在约5°C以内。

[0046] 图5示出了展示系统在多种呼吸气体输出流量下的湿度特性的柱状图500。x轴520代表以lpm为单位测量的由系统100所输出的氧气和空气混合物的设定流量。y轴510代表以mg/l为单位测量的氧气和空气混合物的绝对湿度。系统100的湿度特性与两个其他的HFT系统(PF单元和Palladium)的湿度特性一起展示。流量以5lpm的增量从5lpm变化至40lpm。系统的温度设定为37°C并且对于每个输入流量,在气体出口处测量和记录从系统100输出的氧气和空气混合物的湿度。柱状图500显示,系统100与PF单元在所有被测量的流量下表现相似并且与Palladium单元在20-40lpm的流量下表现相似。柱状图显示,系统100在37°C时,在5lpm至40lpm的流量下提供在35mg/L和55mg/L之间的绝对湿度水平。

[0047] 图6示出了展示系统在多种输出流量下的氧气富集的曲线图600。x轴610展示了以lpm为单位计量的从出口输出的空气氧气混合物的总流量。氧气浓缩器单元160设定至5lpm的最大流量,且总流量被向上调节以增加来自蒸汽传输单元120的氧气和空气的总流量。y轴620展示了以百分比计量且在出口处测量的来自系统100的氧气空气混合物的氧气浓度。系统100的氧气富集与两个其他的HFT系统(PF单元和Palladium)的氧气富集一起展示。测得的数值展示为线630,而理论数值也作为虚线640被展示。理论上的特性为假设最佳的浓缩器氧气比例0.92所计算的最佳特性。尽管浓缩器被设定至5lpm的最大输出流量,但浓缩器不产生5lpm的流量,而产生4.2lpm的流量。曲线图显示,系统100的氧气富集特性与理论上的最佳特性相似。

[0048] 图7示出了为了实现用于传输至患者的经加热和加湿的空气-氧气混合物的说明性流程图700。流程图700可以使用本文中描述的系统100或200来执行。本领域的普通技术人员将理解,除了示出于图7中的步骤,经加热和加湿的空气-氧气混合物可以以任何合适

的方式被传输至患者。

[0049] 在步骤702中,空气从空气压缩器单元150通入压缩空气通道 158。从空气压缩器单元150输出的空气具有第一压力159,该压力可以由来自系统100或200的控制件的输入来决定。空气压缩器单元150 可以将空气140通过空气入口142吸入至空气压缩器单元150中,然后获得压缩的空气152并将其从空气出口156排出至压缩空气通道158中。空气可以为周围室内空气。尽管空气入口142被描绘成吸入周围室内空气,但在一些实施中,系统100、200也可以允许附加高压或低压外部空气和氧气源。

[0050] 在步骤704中,氧气从氧气浓缩器单元160通入氧气通道168。氧气浓缩器单元160可以将空气140通过空气入口142吸入至浓缩器单元160中。该空气可以为周围室内空气。氧气浓缩器单元160将空气140中的氧气浓缩并且将浓缩氧气162通过浓缩氧气出口166排出至氧气通道168中。浓缩氧气162具有第二压力169。

[0051] 在步骤706中,来自氧气浓缩器单元160的氧气和来自空气压缩器单元150的压缩空气在连接部170处混合。浓缩氧气162与压缩空气152在压缩空气通道158和氧气通道168的连接部170处相遇。压缩空气152具有第一压力159,所述第一压力与浓缩氧气162的第二压力169大致相等。由于压缩空气152和浓缩氧气162匹配的压力,所述压缩空气和浓缩氧气在混合时不发生一种气体主导另一种气体的情况。压缩空气152和浓缩氧气162在连接部170处的混合可以通过歧管或其他引导器的存在被提高,从而引导压缩空气152和浓缩氧气162的流动以便流畅地混和。

[0052] 在步骤708中,已被混合成空气-氧气呼吸气体混合物174的空气 140和氧气162通过蒸汽传输系统120。蒸汽传输系统120包括液体储存器134以及用于加热液体138的装置。经加热的液体和蒸汽通过液体通道130。空气-氧气呼吸气体混合物174被引导穿过气体通道126,该气体通道借助于膜132而与液体通道130分开,所述膜允许蒸汽传输至空气-氧气呼吸气体混合物174以加热和加湿空气-氧气呼吸气体混合物174。空气和氧气混合物的湿度和热度可以被控制。经加湿和加热的空气-氧气呼吸气体混合物174随后被传输至系统外,以便经由鼻插管290或任何其他合适的装置传输至患者。

[0053] 本领域的技术人员在回顾完本公开之后将想到多种变化和修改。公开的特征可以与本文中描述的一个或多个其他特征以任何组合和子组合的形式(包括多个相关的组合和子组合)实施。上文中描述或说明的各种特征(包括任何其组成部分)可以被结合或整合入其他系统中。此外,某些特征可以被省略或不被实施。

[0054] 改变、替换和更改的示例可以由本领域中的一位技术人员确定并且可以不偏离本文中公开的信息范围。本文中陈述的所有参考文献作为参考被全文援引加入并且成为本申请的一部分。

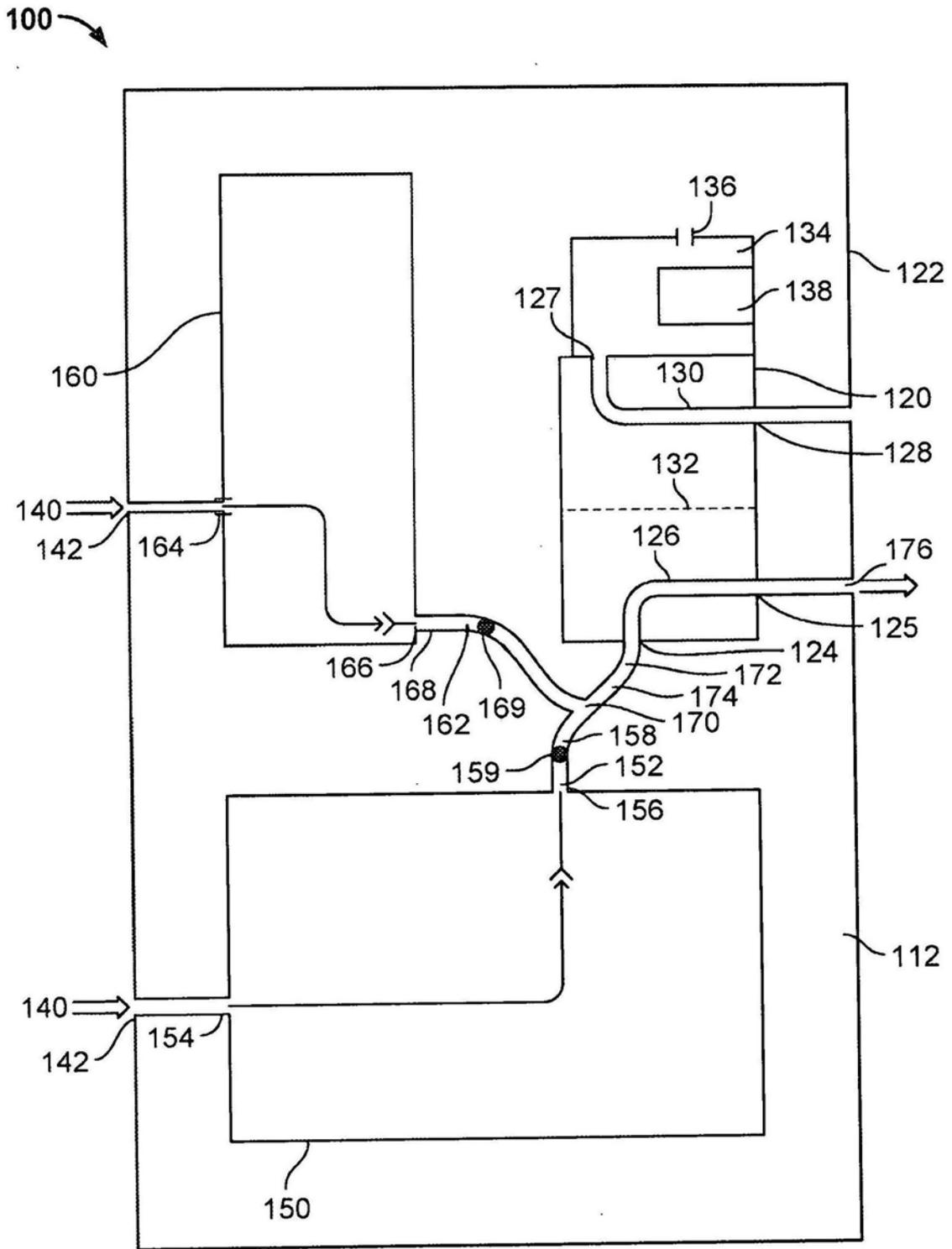


图1

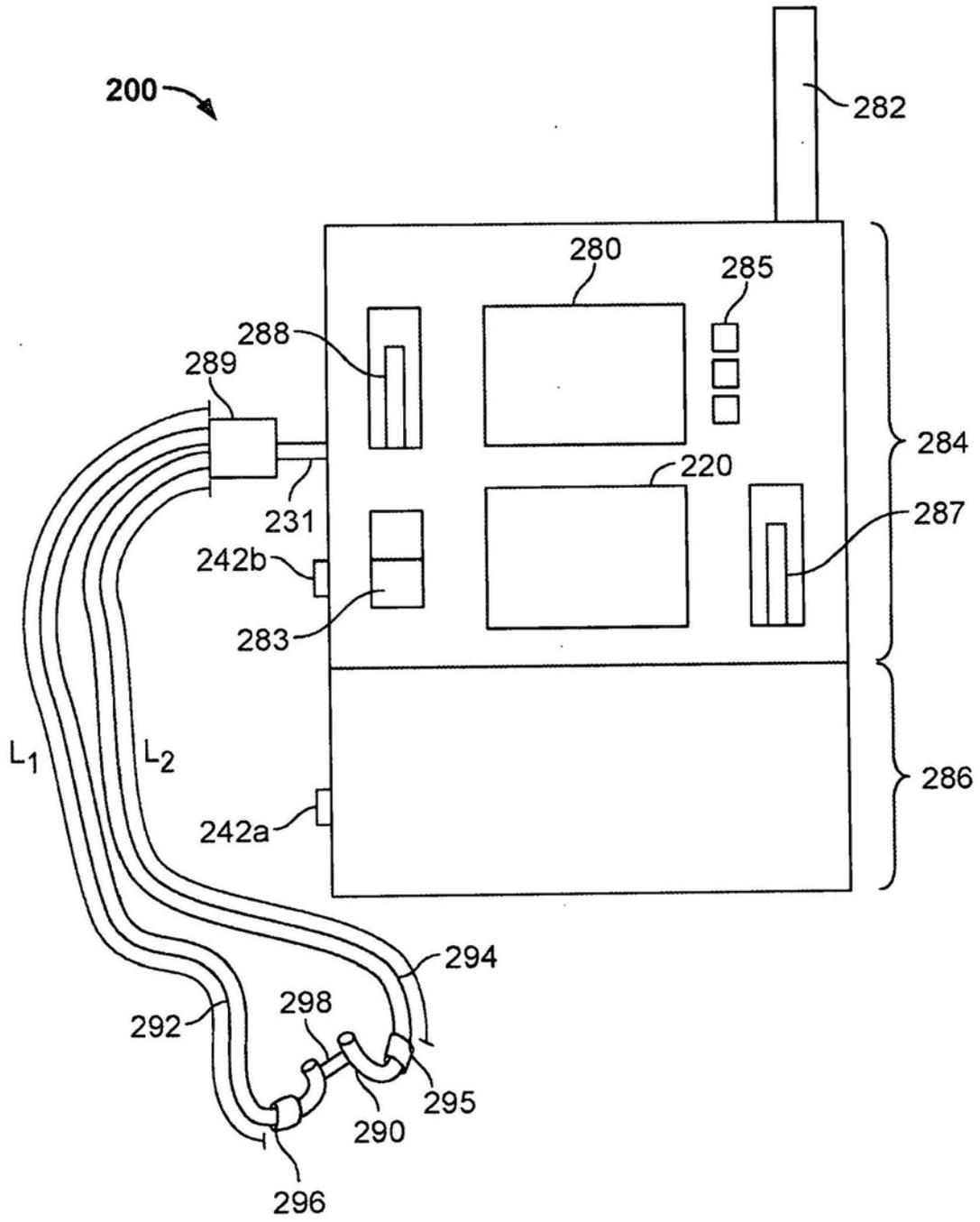


图3

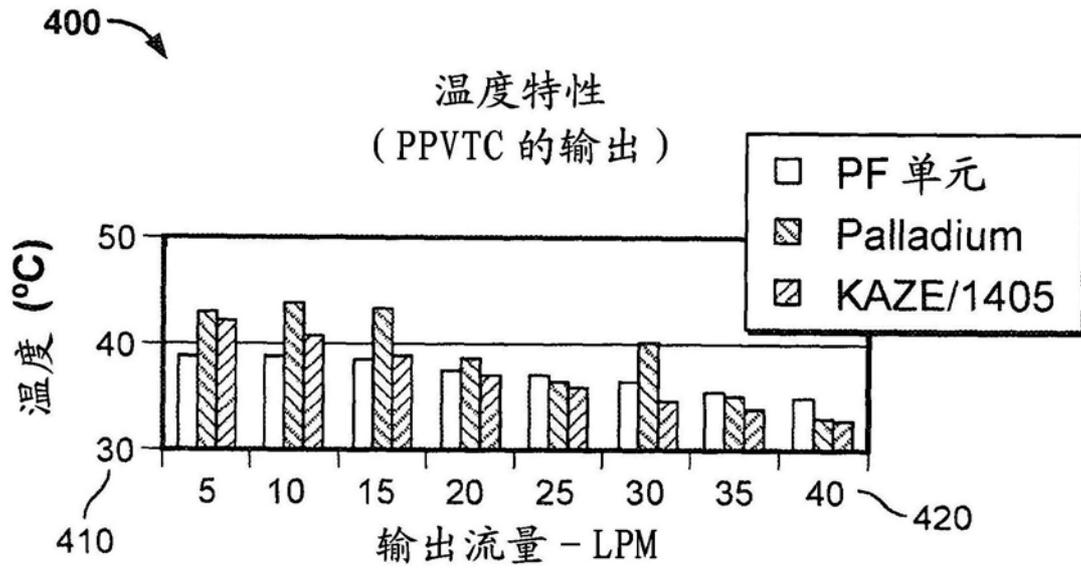


图4

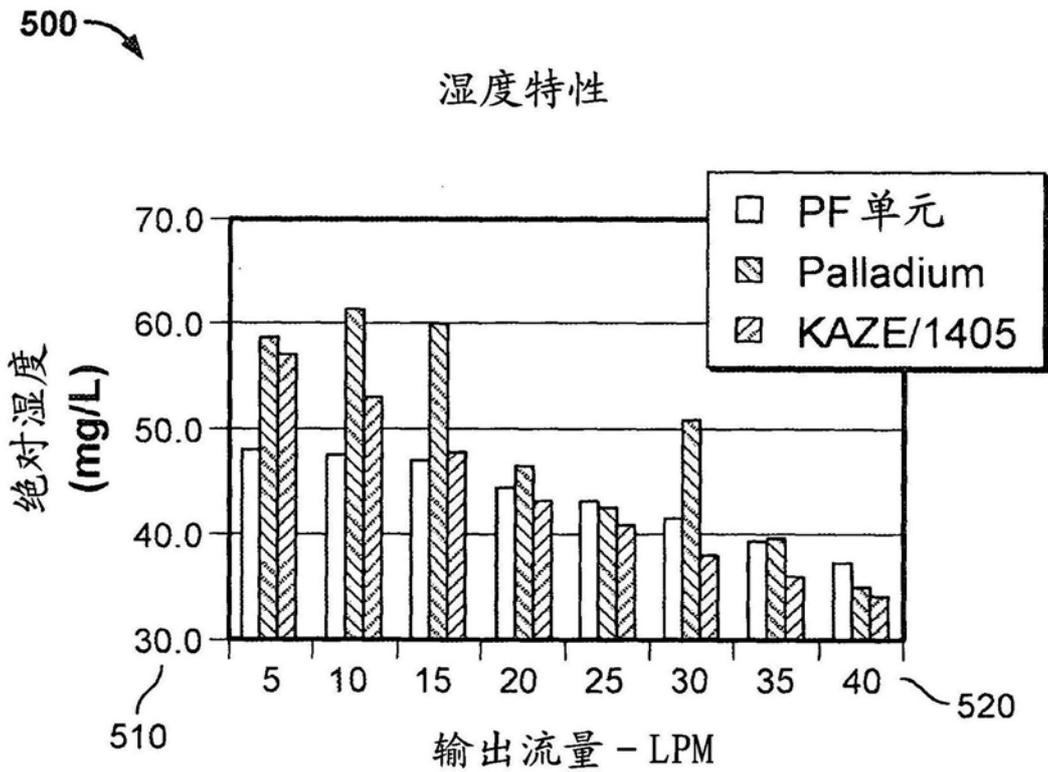


图5

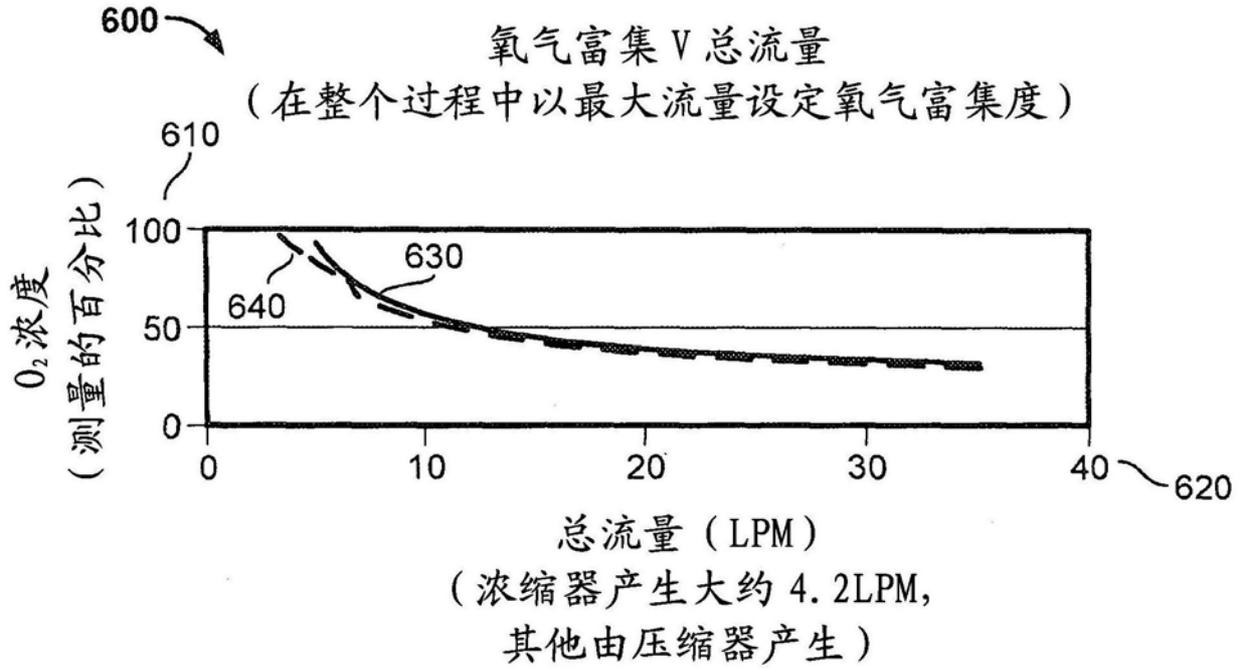


图6

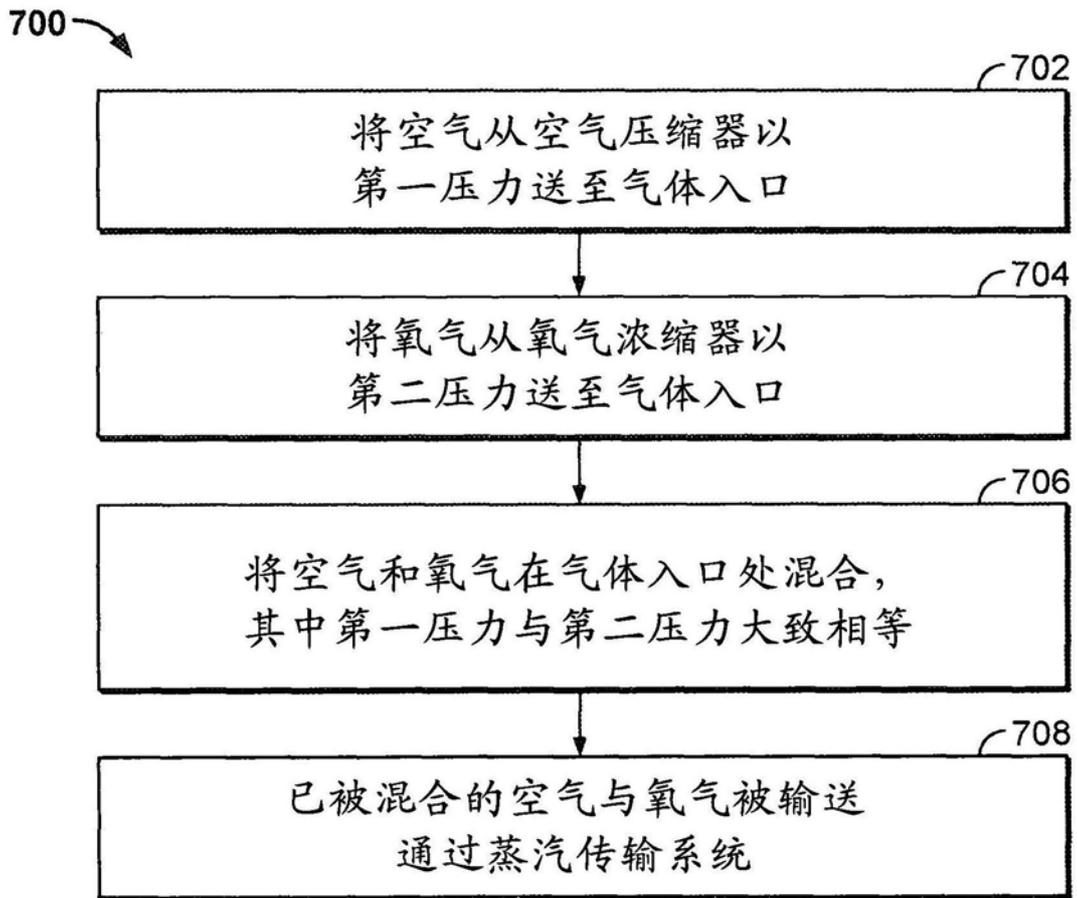


图7