



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107847393 A

(43)申请公布日 2018.03.27

(21)申请号 201680037586.6

(22)申请日 2016.06.08

(30)优先权数据

15173962.0 2015.06.26 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.12.26

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2016/063017 2016.06.08

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/206979 EN 2016.12.29

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 J·卡勒特

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61H 31/00(2006.01)

A61M 16/00(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

权利要求书2页 说明书9页 附图11页

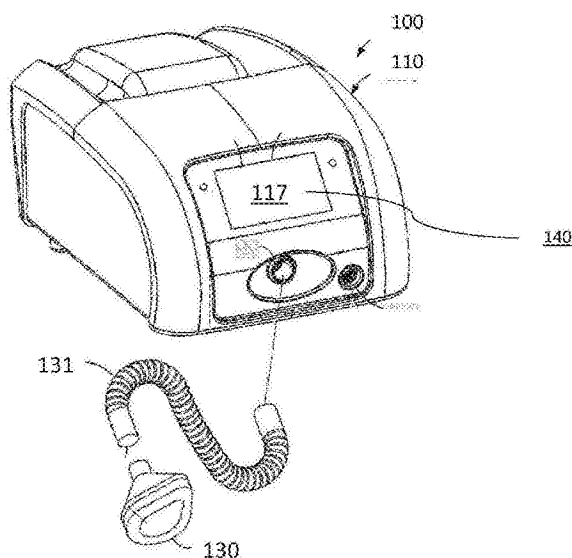
(54)发明名称

正压脉冲心肺复苏设备

(57)摘要

一种用于向对象(290)递送胸腔内压力脉冲的心肺复苏CPR设备(100、200、400)，所述设备包括用于向所述对象(290)的气道递送空气的空气压力生成器(110、310、410)，其中，所述空气压力生成器(110、310、410)被配置为：操作第一模式，其中，在所述第一模式中，所述空气压力生成器(110、310、410)生成第一输出(412、770a、770b)，所述第一输出包括用于暂时地增加所述对象的胸腔内压力以通过增加所述对象的肺的体积来引起对所述对象(290)的心脏的按压的第一多个正压脉冲(771)；操作第二模式，其中，在所述第二模式中，所述空气压力生成器(110、310、410)生成第二输出(414、880)，所述第二输出包括用于向所述对象(290)的肺提供保证气流的第二多个正压脉冲；并且向所述对象(290)的气道递送结果输出(425、986、1086)，所述结果输出是所述第一输出(412、770a、770b)和所述第二输出(414、880)的叠加；其中，所述第一多个正压脉冲

(771)具有大于30毫巴的幅度以及每分钟40-240个节拍的范围内的频率；并且其中，所述第二多个正压脉冲具有小于30毫巴的幅度以及每分钟3至20个周期的范围内的频率。



1. 一种用于向对象 (290) 递送胸腔内压力脉冲的心肺复苏CPR设备 (100、200、400), 所述设备包括用于向所述对象 (290) 的气道递送空气的空气压力生成器 (110、310、410), 其中, 所述空气压力生成器 (110、310、410) 被配置为:

-操作第一模式, 其中, 在所述第一模式中, 所述空气压力生成器 (110、310、410) 生成第一输出 (412、770a、770b), 所述第一输出包括用于暂时地增加所述对象的胸腔内压力以通过增加所述对象的肺的体积而引起对所述对象 (290) 的心脏的按压的第一多个正压脉冲 (771);

-操作第二模式, 其中, 在所述第二模式中, 所述空气压力生成器 (110、310、410) 生成第二输出 (414、880), 所述第二输出包括用于向所述对象 (290) 的肺提供保证气流的第二多个正压脉冲; 并且

-向所述对象 (290) 的气道递送结果输出 (425、986、1086), 所述结果输出是所述第一输出 (412、770a、770b) 和所述第二输出 (414、880) 的叠加;

其中, 所述第一多个正压脉冲 (771) 具有大于30毫巴的幅度以及每分钟40-240个节拍的范围内的频率; 并且

其中, 所述第二多个正压脉冲具有小于30毫巴的幅度以及每分钟3至20个周期的范围内的频率。

2. 根据权利要求1所述的CPR设备, 其中, 所述空气压力生成器 (110、310、410) 被配置为同时地操作所述第一模式和所述第二模式。

3. 根据权利要求1或2所述的CPR设备, 其中, 设备 (100、200、400) 被布置用于接收所述对象 (290) 的测量的生命体征, 所述空气压力生成器 (110、310、410) 被布置为根据所述测量的生命体征来递送所述第一多个正压脉冲 (771) 和/或所述第二多个正压脉冲。

4. 根据权利要求3所述的CPR设备, 其中, 所述第一多个正压脉冲 (771) 和/或所述第二多个正压脉冲的所述幅度和/或所述频率取决于所接收的测量的生命体征。

5. 根据权利要求3或4所述的CPR设备, 其中, 所述设备 (100、200、400) 被配置为将对所述第一多个的空气压力脉冲 (771) 的递送中断预定时间, 以便检查所接收的生命体征是否在预定范围内, 并且其中, 设备 (100、200、400) 还被配置为当所述生命体征在所述预定时间期间不在所述预定范围内时继续递送所述第一多个的所述空气压力脉冲 (771)。

6. 根据权利要求3-5中的任一项所述的CPR设备, 其中, 所接收的生命体征是ECG信号, 其中, 所述设备 (100、200、400) 被布置为在对所述第一多个的所述空气压力脉冲 (771) 的所述递送期间获得所述ECG信号, 所述设备 (100、200、400) 被布置为当所接收的ECG信号满足预定标准时停止所述递送。

7. 根据权利要求3-5中的任一项所述的CPR设备, 其中, 所接收的生命体征是用于测量对象 (290) 的呼吸性能的呼吸信号。

8. 根据权利要求7所述的CPR设备, 其中, 所述设备 (100、200、400) 被布置为使用对对象 (290) 的自主呼吸的测量来检测对象 (290) 的脉搏。

9. 根据权利要求1-8中的任一项所述的CPR设备, 其中, 设备 (100、200、400) 被布置用于接收所述对象 (290) 的测量的胸腔内压力, 并且其中, 所述空气压力生成器 (110、310、410) 还被配置为根据所述测量的胸腔内压力来设定所述第一多个的正压脉冲 (771) 的所述幅度。

10. 根据权利要求9所述的CPR设备,其中,所述第一多个的正压脉冲(771)的所述幅度被设定以产生恒定峰值的胸腔内压力。

11. 根据权利要求1-10中的任一项所述的CPR设备,其中,所述空气压力生成器(110、310、410)还被配置为在所述第一多个的正压脉冲(771)之后递送负压脉冲。

12. 根据权利要求11所述的CPR设备,其中,所述负压脉冲的幅度小于所述第一多个的正压脉冲(771)的所述幅度。

13. 一种用于提供CPR的系统,其包括根据权利要求1至12中的任一项所述的CPR设备(100、200、400),被耦合至用于向所述对象(290)的呼吸道提供空气压力脉冲的所述空气压力生成器(110、310、410、440)的患者接口(130、230、330)以及用于测量对象(290)的生命体征的传感器(140、240、340)。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,传感器(140、240、440)是光电体积描记PPG传感器。

15. 根据权利要求13或14所述的系统,还包括用于测量所述对象(290)的胸腔内压力的传感器。

16. 一种操作用于向对象(290)递送胸腔内正空气压力脉冲的空气压力生成器(110、310、410)的方法,其中,所述空气压力生成器(110、310、410)能够在第一模式和第二模式中操作,其中,每个模式的特征在于根据特定型线生成空气压力,所述方法包括:

-激活第一操作模式,所述第一模式生成第一输出(412),其中,所述第一输出(412、770a、770b)包括用于暂时地增加所述对象的胸腔内压力以通过增加所述对象的肺的体积而引起对所述对象(290)的心脏的按压的第一多个正压脉冲(771);并且

-激活第二操作模式,所述第二模式生成第二输出(414),其中,所述第二输出(414、880)包括用于向所述对象(290)的肺提供保证气流的第二多个正压脉冲;

其中,由所述空气压力生成器生成的结果输出(425、986、1086)是所述第一输出(412、770a、770b)和所述第二输出(414、880)的叠加;

其中,所述第一多个正压脉冲(771)具有大于30毫巴的幅度以及每分钟40-240个节拍的范围内的频率;并且

其中,所述第二多个正压脉冲具有小于30毫巴的幅度以及每分钟3至20个周期的范围内的频率。

17. 一种包括计算机可读介质的计算机程序产品,所述计算机可读介质具有嵌入在其中的计算机可读代码,所述计算机可读代码被配置为使得在由与用于向对象(290)递送胸腔内正空气压力脉冲的空气压力生成器(110、310、410)一起使用的适合的计算机、处理器或控制器(215、315、415)运行时,使所述计算机、所述处理器或所述控制器执行根据权利要求16所述的方法。

正压脉冲心肺复苏设备

技术领域

[0001] 本发明涉及用于通过递送空气压力脉冲来提供心肺复苏 (CPR) 的设备和方法。

背景技术

[0002] 心肺复苏 (CPR) 是恢复在心脏骤停或心室颤动的人中的血液循环和呼吸的急救流程。根据复苏指南, CPR涉及清理并打开患者的气道, 利用供患者手动操作的袋阀或供电的便携式通气机装置来提供救助呼吸 (其中, 救助者通过向对象的嘴和鼻中呼气来提供气流), 并且以每分钟大约100次的速率应用胸部按压以试图创建系统和肺血管中的人工循环。外部胸部按压在胸腔中创建对心脏的正压力并且因此将血液从心室按压到血管中。在胸部按压的释放期间, 胸腔弹回并且允许利用静脉血再填充心室。CPR可以成功诱发心脏节律。CPR被继续直到患者具有自主循环恢复 (ROPC)。如果自主循环未重新建立, 则人将在数分钟内死亡。

[0003] 通气是对心脏骤停的处置期间的CPR的关键部分。静脉血从耗尽氧气 (O₂) 并且充满二氧化碳 (CO₂) 的肌肉和器官返回到心脏, 来自身体的各部分的血液在心脏中混合 (混合的静脉血) 并且被泵送至肺。在肺中, 血管向上分支到微小肺囊 (肺泡) 周围的小血管网。肺泡周围的血管网提供用于通过沿着其浓度梯度的扩散而交换气体的大的表面积。

[0004] 执行一致的高质量的手动CPR是非常困难的。由于CPR质量对于生存是关键的, 因而存在具有替换较不可靠和长持续时间的手动胸部按压的自动化设备的强的驱动; 在该方面中, 最近在市场中引入了自动化CPR (A-CPR) 系统。

[0005] 能够递送用于在CPR期间使用的期望的气道压力的自动通气机也是已知的。例如, 美国专利US 4326507描述了组合的胸部按压器和通气机, 其在若干按压周期期间递送通气并且然后在通气之间的时段期间递送另一系列的按压周期。

[0006] 已知的通气设备 (在本上下文中也被称为通气机或复苏器) 在胸部按压被应用时未很好地运行。已知的设备遵循预定的固定通气流程, 并且正在向患者应用胸部按压的人 (例如, 护理人员) 必须与该流程同步。应用胸部按压是非常快速地使任何人筋疲力尽的任务, 并且所述同步迅速地变得越来越难。对胸部的按压可能导致通常引起通气设备中的警报的患者的气道中的高压峰值。如果人继续与通气设备的通气周期异步地应用胸部按压, 则存在胸部按压期间的正ITP压力与由通气系统提供的正压力 (其因此禁止气流到肺中) 相抵消的高的概率。成人的气道的典型死亡空间是大约150mL。如果通气机不能够提供比死亡空间更高的潮汐气流量, 则CO₂浓缩气体不能够通过富氧空气交换。

[0007] 尽管当前美国心脏协会 (American Heart Association) 推荐是每隔三十次按压进行两次连续的通气, 但是在很大程度上公布该推荐是因为已经发现, 归因于由救助者在按压与通气之间来回切换的延迟而导致胸部按压与得到的循环之间的不足的水平。在机械设备的情况下集成胸部按压和通气的功能是期望的。

[0008] EP 0029352讨论了用于采用通气的各种CPR流程, 并且主张其中的特定的一个。该公开物公开了用于执行特定的CPR协议的装置。所述装置包括用于循环地按压患者的胸部

的往复心脏按压器器件以及用于在涵盖按压器器件的至少一个周期的时间段期间将患者的肺通气到相对良性的限制性压力的通气器件。CPR装置的心脏按压器和通气机两者被气动地操作并且气动地控制。

[0009] A-CPR设备至此尚不能够确保能够替代手动CPR的CPR流程的递送；主要问题是难以将设备恰当地适配至患者，尤其是不能够使患者在稳定的平表面中休息的情况下。此外，A-CPR自身的患者接口需要被调节到患者大小，其可能大幅延迟流程。此外，组合机械通气机的A-CPR设备的使用由于由两个不同的设备所生成的阻碍甚至是更复杂的，尤其是当救助者必须到达患者难以到达位置时。

[0010] US 2012/118285 A1涉及一种被配置为针对遭受呼吸和呼吸紊乱（诸如呼吸不足和睡眠呼吸暂停）的人提供通气治疗的通气机。US 5988166 A公开了用于辅助或产生患者的肺的通气的另一通气机装置。

[0011] US 5056505 A涉及胸部按压设备，诸如胸部按压背心，其辅助来自人（特别是受囊性纤维化影响的人）的肺的粘液的松动和消除。

[0012] US 5692498 A公开了结合外部胸部按压和解压被用作CPR流程的一部分的设备和方法。具体地，其中所公开的设备和方法旨在增加当执行CPR时由胸部按压和解压引起的心肺循环。

[0013] US 2014/180036 A1描述了用于预测并且最小化或避免睡眠呼吸暂停发作的无线睡眠呼吸暂停处置系统。

发明内容

[0014] 具有独立于患者的大小或位置而被容易且快速地连接到患者的自动化CPR设备将是有利的。

[0015] 因此，本发明的目标是提供解决这样的问题的设备和方法。该目标是通过根据权利要求1所述的CPR设备、根据权利要求16所述的操作空气压力生成器的方法以及根据权利要求17所述的计算机程序产品来解决的。在从属权利要求中定义了有利的实施例。

[0016] 在本发明的第一方面中，所述目标是通过用于向患者递送胸腔内压力脉冲的CPR设备来实现的，所述设备包括用于向对象的气道递送空气的空气压力生成器，其中，所述空气压力生成器被配置为：

[0017] -操作第一模式，其中，在所述第一模式中，所述空气压力生成器生成第一输出，所述第一输出包括用于暂时地增加所述对象的胸腔内压力以通过增加对象的肺的体积而引起对所述对象的心脏的按压的第一多个正压脉冲；

[0018] -操作第二模式，其中，在所述第二模式中，所述空气压力生成器生成第二输出，所述第二输出包括用于向对象的肺提供保证气流 (assured airflow) 的第二多个正压脉冲；并且

[0019] -向对象的气道递送结果输出，所述结果输出是所述第一输出和所述第二输出的叠加；

[0020] 其中，所述多个正压脉冲 (PPP) 具有大于30毫巴的幅度以及每分钟40-220个节拍 (beats per minute) 的范围内的频率，并且其中，所述第二多个正压脉冲具有小于30毫巴的幅度以及每分钟3至20个周期的范围内的频率。

[0021] 本发明的优点在于：与现有技术相反，能够利用相同的设备和相同的设备接口来同时递送CPR和通气，其中，CPR被手动地递送或者借助于设备来递送，并且通气是通过口对口呼吸或者借助于不同的设备来提供的。

[0022] 在第二方面中，所述目标是通过操作用于向对象递送胸腔内正空气压力脉冲的空气压力生成器的方法来实现的，其中，所述空气压力生成器能够在第一模式和第二模式中操作，其中，每个模式的特征在于根据特定输出来生成空气压力，所述方法包括：激活第一操作模式，所述第一模式生成第一输出；激活第二操作模式，所述第二模式生成第二输出，其中，由所述空气压力生成器所生成的结果输出是所述第一输出和所述第二输出的叠加，其中，所述第一输出包括用于暂时地增加所述对象的胸腔内压力以通过增加对象的肺的体积而引起对所述对象的心脏的按压的第一多个正压脉冲，所述第一多个正压脉冲具有大于30毫巴的幅度以及每分钟40-240个节拍的范围内的频率，并且其中，所述第二输出包括用于向对象的肺提供保证气流的第二多个正压脉冲，所述第二多个正压脉冲具有小于30毫巴的幅度以及每分钟3至20个周期的范围内的频率。在所述第二模式中，所述第二输出要么能够是被控制以确保在一个周期期间的特定气流的流量，要么能够是被控制以根据预定义协议增加和减小第二模式压力的压力。流量控制模式被用在机械通气中，亦即，当患者未示出自主呼吸时，尽管当自主呼吸被恢复时使用压力控制模式（诸如BiPAP协议），但是所述对象仍然需要用于恰当地呼吸的外部支持（辅助通气）。

[0023] 在第三方面中，所述目标是通过计算机程序产品来实现的，所述计算机程序产品包括计算机可读介质，所述计算机可读介质具有嵌入在其中的计算机可读代码，所述计算机可读代码被配置为使得在由与用于向对象递送胸腔内正空气压力脉冲的空气压力生成器一起使用的适合的计算机、处理器或控制器运行时，使所述计算机、所述处理器或所述控制器执行本发明的第二方面的方法。

[0024] 应当指出，能够以如所描述的步骤的次序来执行涉及方法的本发明的所有实施例，但是这不必是仅有的情况并且是所述方法的步骤的基本次序。因此，描述了所述方法的步骤的所有不同的次序和组合。

[0025] 本发明通过以下操作来解决前述问题：提供通过重复地使肺充气来按压心脏，因此暂时地增加胸腔内压力（ITP），其继而引起对心脏的按压，因为心脏与肺共享肋骨笼。这是由手动或自动外部CPR使用的相同的机制，其中，在常规CPR中，通过减小肋骨笼的体积（通过按压胸部）来增加ITP，同时根据本发明，通过增加肺体积来增加ITP。

[0026] 此外，由于ITP是通过递送空气压力脉冲来增加的，因而本发明使用相同的空气压力生成器通过机械或辅助通气来递送ITP脉冲和保证气流。

[0027] 在根据第一方面的设备的实施例中，所述空气压力生成器被配置为同时地操作所述第一模式和所述第二模式。

[0028] 在根据第一方面的设备的实施例中，所述设备被布置用于接收所述对象的测量的生命体征，所述空气压力生成器被布置为根据所述测量的生命体征来递送第一多个PPP和/或第二多个PPP。这样的实施例的优点在于：例如能够设置所述设备使得其能够基于如当接收所述测量的生命体征时所确定的对象的状况来自动地调整对PPP的递送。此外，由于所述设备能够在不同的模式中操作，因而能够基于所接收的测量的生命体征来选择所述操作模式。

[0029] 在根据第一方面的设备的另一实施例中,所述设备被配置为将对所述第一多个的空气压力脉冲的递送中断预定时间,以便检查所接收的生命体征是否在预定范围内,并且其中,所述设备还被配置为当所述生命体征在所述预定时间期间不在所述预定范围中时继续递送所述第一多个的所述空气压力脉冲。该实施例的优点在于:能够将所述设备配置为一旦所述对象不再需要时则自动地停止递送CPR。

[0030] 在根据第一方面的设备的另一实施例中,所述空气压力生成器还被配置为在所述第一多个的正压脉冲之后递送负压脉冲。该实施例的优点在于,其允许心脏在按压之后更容易地扩张。

附图说明

[0031] 将在以下附图中描述本发明的示范性实施例。

[0032] 图1是根据本发明的示范性实施例的设备的示意图。

[0033] 图2是被连接到对象的设备的示意图。

[0034] 图3是根据本发明的另一示范性实施例的设备的示意图。

[0035] 图4是根据本发明的另一示范性实施例的设备的示意性表示。

[0036] 图5是ITP的变化对心脏产生的影响的示意性表示。

[0037] 图6是根据本发明的实施例的表示操作设备的方法的流程图。

[0038] 图7是表示可能PPP的压力型线(profile)的图形。

[0039] 图8a是示出了由根据本发明的实施例所递送的流与机械通气期间肺体积和ITP的变化之间的关系图形。

[0040] 图8b是示出了由根据本发明的实施例所递送的流与正压支持的自主呼吸期间肺体积和ITP中的变化之间的关系图形。

[0041] 图9是示出了根据本发明的示范性实施例的机械通气设备的空气体积型线的图形。

[0042] 图10是示出了根据本发明的另一示范性实施例的机械通气设备的空气体积型线的图形。

具体实施方式

[0043] 本发明基于发明人的以下洞察:咳嗽会诱发心脏按压并且因此在心脏未恰当地工作时刺激血流。例如,在突发心律不齐(异常心律)期间,可以能够对于有意识、有响应的人用力并且重复地咳嗽以维持对大脑的足够的血流量,从而保持有意识数分钟直到心律不齐得到处置。血流量通过在用力频繁重复的咳嗽期间发生的胸部中的增加的压力来维持(http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/More/CardiacArrest/Cough-CPR_UCM_432380_Article.jsp)。公布的案例报告了人能够通过剧烈咳嗽在心脏骤停期间维持一定程度的心脏输出——所谓的“咳嗽CPR”。该情景通常是在被监测时(常常在经受心脏导管插入术时)形成心室颤动或心脏骤停的患者的情景。患者已经被鼓励进行咳嗽并且可测量的循环已经被记录并且心脏开始以窦性心律规则地跳动。该证据支持在CPR期间的胸部按压成功的理论,因为其重复地增加ITP,引起对心脏的按压并且导致血液的流动。

[0044] 当自主地咳嗽时,首先肺由强烈吸入而充气,并且然后胸腔周围的肌肉突然地收

缩,推挤肺并且突然地增加ITP(也参见图5以及下文的相关描述);ITP的这样的增加猛烈地迫使空气离开肺,这导致咳嗽冲击。同时,心脏也经受相同的陡峭的压力增加,因为其与肺共享胸腔内的空间。

[0045] 当咳嗽时,ITP的增加是由于胸部肌肉按压肺;然而,本发明的发明人认识到,可以经由相反的机制,即,通过迫使空气到肺中,来获得相同的效果,其由于以下事实暂时地增加ITP:胸部肌肉的解剖学结构和机械性质引起胸腔比肺更慢地扩张;增加的ITP然后被传送到心脏,因此心脏被按压。因此,如果空气将以控制的方式迫使到肺中,在与常规CPR的频率类似的频率处,应当能够与由常规的CPR如何刺激血流量类似地刺激血流。

[0046] 在本发明的上下文中,正压脉冲涉及向对象递送具有一压力型线的特定气流,所述压力型线通过陡峭增加跟随有相对短的平稳状态来表征,这样的平稳状态跟随有压力的陡峭减小。这样的减小不必需要与增加一样陡峭,并且平稳状态能够具有不同的长度;也参见图7以及下文的相关描述。

[0047] 在本发明的上下文中,对患者机械地通气意指支持或完全地替代对象的自主呼吸。

[0048] 图1示出了根据本发明的一个实施例的设备100的示意图。设备100包括空气压力生成器110,并且其被设计为被连接到当操作设备100时使用的其他部件。具体地,图1示出了:患者接口130,其经由管道131能连接到所述设备;传感器140,其能附接至对象并且能够经由电缆或无线地将测量的生理信号发送至设备100。设备100也能够包括用于向用户示出信息的显示器117。空气压力生成器110能够包括能够生成空气压力的任何种类的设备,例如,鼓风机或压缩空气罐。在实施例中,患者接口130是全面罩,其恰当地密封鼻和嘴。在另一实施例中,患者接口130被装备有多个传感器140;例如,测量ECG的电传感器、被耦合至面罩的软管的压力传感器、流量传感器以及用于分析呼出空气的CO₂浓度的二氧化碳测定设备。然而,传感器的任何数目和组合都在本发明的范围之内。

[0049] 图2示出了当被连接到对象290时的设备200(与先前的设备100相似)的示意图。设备200经由患者接口230和管道231被耦合至对象290。传感器240被应用在对象290上并且其被用于监测对象的生命体征,例如,心脏和呼吸模式。传感器240被耦合至控制器215,控制器215继而被连接到设备200。传感器240、患者接口230和控制器215能够是设备200的部分,但是它们也能够与设备200分离,并且能够使用任何适合的部件。根据该实施例的设备200能够被用作要被用于向经历心脏骤停的对象递送CPR递的独立式CPR设备。一旦救助者确认了(例如,经由传感器240或者经由任何其他集成的传感器或外部传感器)该对象290实际上在经历心脏骤停,则其能够将患者接口230应用到对象290的气道并且在不需要将设备适配到对象的位置或大小的情况下立即开始CPR流程。本发明的优点在于:能够在仰卧、横向或直立的人的任何身体姿态中执行根据本发明的CPR流程。一旦被激活,则设备200将以在每分钟40至240个节拍的范围中的预定频率递送PPP。优选地,操作频率基本上被选取为与对象290的平均生理心率相似,例如,针对具有60的静息HR和160的最大HR的成人的每分钟110次跳动。在本发明的上下文中,通过“生理CPR心率”,应当预期到本发明被应用到的患者具有类似年龄、性别和大的人的平均心率。然而,为了更好地模拟心跳,也能够基于对象的年龄来改变PPP频率;例如,幼儿的静息心率和最大心率比老人的心率更高。当使用根据该实施例的设备200时,对象290能够通过不同的器件进行通气,例如借助于保证体积的机械

通气机、气道正压 (PAP) 设备或者通过口对口呼吸。在实施例中,所述设备能够默认利用适于成人、中年人的预定义PPP设置来设定以便减小调节设置所花费的时间。

[0050] 图3示出了在图2中所示的实施例的备选方案,其中,空气压力生成器310包括压缩空气罐310,压缩空气罐310的输出由控制器315来控制。空气压力生成器310经由管道331和患者接口330被耦合至对象。这样的实施例的优点在于:空气罐能够提供由与大气空气相比较不同的气体组成所表征的气流;例如,能够提供具有较高的氧气浓度的气流或者一氧化氮(NO)补充物。作为另一任选特征,气流还可以包括由雾化器305所提供的颗粒和喷雾,用于引起特定于所述情况和所述对象的期望的生理效应,例如混合以引起支气管扩张并且促进通气。

[0051] 在该实施例中,传感器340被包括在患者接口330中。应当预期到,类似压缩空气罐310和传感器340,在该图3中所示的空气压力生成器和传感器的备选方案可以被实现在本发明的所有其他实施例中。

[0052] 具有用于同时递送CPR和机械通气或者设备辅助PAP的单个设备将是有利的,其不是麻烦的并且因此容易携带到急救场所,例如,在其中对象正经历心脏骤停发作的场所。

[0053] 图4示意性示出了旨在解决前述问题的根据另一实施例的本发明。根据本发明,设备400不仅仅被用于递送PPP,而且也用于对对象进行机械地通气(或者用于提供辅助通气)。这例如能够通过空气压力生成器410来实现,空气压力生成器410包括用于基于由传感器440所接收的生命体征测量结果来控制其操作的控制器415。空气压力生成器410包括能够生成第一输出412的第一子生成器411以及能够生成第二输出414的第二子生成器413。子生成器411和413能够各自专用于不同的功能,例如,子生成器生成用于递送CPR的输出412,并且子生成器413用于生成用于对所述对象进行机械通气的输出414;然而,其他组合可能在本发明的范围内;例如,能够包括额外的子生成器。根据本发明,单个设备400能够执行CPR和机械(或者辅助的)通气两者,即,经历心脏骤停发作的对象的救助中所要求的主要操作。设备400还能够患者在患者不自主地呼吸的情况下根据不同的已知模态并且在检测到特定程度的自主呼吸的情况下根据CPAP/BIPAP模式来对对象进行通气(例如,正常通气)。例如在通过引用被并入本文的US6708690中描述了设计空气压力生成器410使得其能够递送两种模式的操作的一种可能方式。在本文中描述了操作空气压力生成器410的可能方法,所述方法包括:激活第一操作模式,所述第一模式生成第一输出412,其中,所述第一操作模式的激活取决于所接收的生命体征;激活第二操作模式,所述第二模式生成第二输出414,其中,所述第二操作模式的激活取决于所接收的生命体征,其特征在于:由所述空气压力生成器所生成的结果输出425是第一输出412和第二输出414的叠加。

[0054] 图5示意性示出了由根据本发明的设备所生成的PPP如何引起对象中的心脏按压以及因此血流量。当正压脉冲550被应用到对象的肺552时(图5A),肺552被充气,因此增加ITP导致按压力被施加到心脏553,如由箭头551所指示的。当心脏因此被按压时,血液被推挤离开心脏并且到动脉中,引起与由手动胸部按压所生成的循环相似的人工循环。

[0055] 反之亦然,当由所述空气压力生成器所生成的压力减小时(图5B),肺内部的空气554被释放回到环境中,使得ITP也减小,肺552放气并且心脏被允许再次扩张,因此将静脉血抽取到其中并且完成人工地发起的心跳周期。

[0056] 图6示出了根据本发明的实施例(例如,根据图4的实施例)的CPR设备(未示出)的

使用的可能工作流。在660处,在CPR设备已经被连接到对象之后,并且在用于检测对象的生命体征(特别是用于检测对象的脉冲)的传感器也已经被连接到CPR设备和对象之后,CPR设备被开启。一旦被开启,所述CPR设备以大于30毫巴的幅度以及每分钟40-240个节拍的范围内的频率向对象PPP的气道递送空气以便提供CPR,并且同时,以比30毫巴更小的幅度以及每分钟3至20个周期的范围内的频率递送PPP以便向对象提供保证气流,如在661处。所述CPR设备将继续在该模式中操作直到由传感器检测到心跳,如在662处;在这时,CPR将被中断,如在步骤663处。这能够自动地发生,或者其能够由操作者手动地操作;这两种可能性都在本发明的范围内。例如,恢复心率可以由传感器(如图1的传感器140)来测量;传感器140例如能够是电传感器(如ECG电极),其要么被集成在患者接口中,要么被附接至对象的胸部。备选地,能够在手指PPG传感器的光体积描记信号中检测到恢复的心率,因为自然心跳的PPG信号在计时和形状方面与由CPR PPP所生成的人工脉动不同。一旦CPR PPP被停止,如在663处,辅助的通气将继续直到检测到自主呼吸,如在步骤664处。自主呼吸例如能够通过设备661中包括流量和压力计来检测;对自主吸气和/或呼气周期的开始的检测是本领域技术人员已知的,例如,来自Philips/Respironics的CPAP/BIPAP系统。一旦检测到自主呼吸,CPR设备能够切换到BIPAP通气操作模式,其支持对象的自主呼吸,如在步骤665处。同样地,在这种情况下,其在这样的切换能够自动地或手动地发生的本发明的范围之内。如果未检测到自主呼吸,则CPR设备将继续操作,如在步骤667处,除非由操作者手动地停止。在所有前述情况中,传感器将继续监测心跳,并且一旦检测到另一心脏骤停或异常,CPR的递送将再次开始,如在666和668处。

[0057] 图7示出了根据本发明的用于引起CPR的PPP的系列的可能输出770a和770b的图形。在图7的图形中,沿着x轴示出了时间,并且沿着y轴示出了压力。应当理解,图7的图形(如本申请中的所有其他图形)未按比例绘制并且其仅仅被用于帮助使在本描述中书写的内容可视化。输出770a和770b分别指代肺充气阶段781和肺放气阶段782。在每个完整的PPP 771的开始,空气压力快速地增加到最大值774a或774b,如由上升部分772a和772b所指示的。最大压力能够被维持短时段,其能够根据特定情况预设并且变化,直到压力再次减小,如在776a和776b中,通常以当与上升772a和772b相比较时较不陡峭的方式,并且其到达最小值778a或778b。每个阶段772a-778a和772b-778b的形状、幅度和长度能够由使用所述设备的护理者修改并且不限于在图5中所示的内容。在肺放气期间,优选的是,生成不同的绝对幅度的PPP,以便补偿归因于肺的减小的体积的ITP的改变。然而,本发明预期不同的PPP之间的所有可能关系。

[0058] 图8a是示出了经历典型的保证体积的机械通气的对象的肺体积883和ITP 884的行为的图形。在图8的图形中,沿着x轴绘制时间,同时沿着y轴绘制流量和肺体积。通气机输出880表示沿着肺充气阶段881和肺呼气阶段882由空气压力/流量生成器(例如,空气压力生成器110-410)递送的空气的输出气流。在吸气阶段881期间,所述空气压力生成器向对象的肺递送特定的恒定气流,通常为大约200mL/sec。当以恒定的气流向肺递送空气时,肺充气并且因此肺体积恒定地增加,如由883所示的,直到当肺放气882开始时到达峰值。作为体积增加的结果,ITP也以与如由884所示的肺体积的增加成正比的方式增加。当肺放气882开始时,所述空气压力生成器减小所递送的空气压力,因此允许肺放气,由于胸部肌肉和肺弹性,并且当肺放气882结束并且肺充气881a再次开始时,使肺体积883和ITP 884减小到最小

值。

[0059] 图8b与图8a类似,其中,针对经历压力辅助的呼吸而非机械通气的对象示出肺和ITP型线。该实施例中的主要差异在于:通气机输出880表示由空气压力110-410递送的空气而不是输出气流的BIPAP模式中的输出压力。在BiPAP模式中,在充气阶段881期间,所述空气压力生成器向对象的肺递送特定的恒定正压,通常为大约20毫巴。与当保证体积的机械通气被递送时类似地,当以恒定的压力向肺递送空气时,肺并且因此肺体积恒定地增加,如由883所示的,直到当肺放气882开始时到达峰值。作为体积增加的结果,ITP也以与如由884所示的肺体积增加成正比的方式增加。当肺放气882开始时,所述空气压力生成器减小所递送的空气压力,因此允许肺放气,由于胸部肌肉和肺弹性,并且当肺放气882结束并且肺充气881a再次开始时,使肺体积883和ITP 884减小到最小值。

[0060] 图9是当空气压力生成器110-410同时地在CPR模式中并且在机械通气模式中操作时(CPR/机械通气模式)的ITP型线985的图形。在图9的图形中,沿着x轴示出了时间,其中,充气阶段981跟随有放气阶段982,同时沿着y轴示出了压力和体积两者,因为这仅仅是说明性的图形。空气压力生成器110-410输出986是用于递送CPR的输出(例如,图7的输出770)和用于递送机械通气的输出(例如,相同附图中所示的输出980)的叠加的结果。虚线987和988分别表示输出980的上基线和下基线,而虚线989和990表示输出986的对应基线。在本申请的上下文中,通过基线意指输出(例如,在缺少PPP的情况下,输出980和986)的流量或压力值。上基线和下基线分别指代吸气阶段和呼气阶段期间的基线。如在图9的图形中所表示的,输出980的基线987和988具有比输出986的基线989和990更大的绝对值的幅度。由此解释针对该差异的原因:机械通气被设计为向对象的肺提供至少足以完全地使肺充气的空气量,使得氧气和CO₂交换最大化。由机械通气机所提供的空气的总量等于机械通气机流量输出图形的曲线下方的面积,诸如,例如输出980。从图9a显而易见的是,当PPP也由相同的设备(例如,设备100-400)来递送时,额外的量的空气被供应到对象的肺;曲线下方的面积的增加例如能够通过查看输出986看出。出于该原因,当根据本发明的设备同时地操作CPR和机械通气功能时,优选的是,减小机械通气功能的幅度,以便避免使肺过度地过度膨胀,其可能对肺自身造成损伤并且将防止足够的静脉反流以及心房的足够的再填充,因为压力将显著地增加。在数学术语中,输出986的曲线下方的总面积应当基本上与输出980的曲线(或者,典型通气机的典型输出曲线)下方的面积类似。这例如能够通过图9a的上部分看到,其中,型线984表示在正常机械通气期间(与图8a中的线884类似地)的ITP型线(或者,肺体积变化的型线),即,起因于输出980,而型线985表示起因于输出986的ITP型线(或肺体积变化的型线)。当与型线984相比较时,其中PPP被递送的型线985的曲线下方的较大面积通过每个PPP之间的暂停时段中的较小面积来补偿。当然,取代减小机械通气部分的幅度,能够预期其他调节,例如,通过使用患者接口中的排气阀,或者通过使每个PPP跟随有类似幅度的负压脉冲,使得空气从对象的肺当中过度地抽出。这样的调节能够通过操作者手动地完成,其能够针对设备预设,或者其也能够被想象为当通气功能已经有效时(例如,当设备100-400被用作典型的机械通气机和突然心脏骤停发作发生时)由CPR功能的激活来触发的设置的自动改变。在本发明的其他实施例中,也能够添加能够测量肺内部的空气压力的传感器,例如,用于ITP的代理量度的食道中的压力传感器,并且设定设备100-400,使得其自动地调节,以便不超过由肺壁容忍的最大压力。

[0061] 当空气压力生成器110-410同时地在CPR模式中和在辅助通气模式中(CPR/辅助通气模式)操作时,ITP型线和肺体积型线与针对CPR/机械通气模式的图9中所示的那些类似。然而,当在该操作模式中时,难以测量对象的自主呼吸努力以及因此对象的自主气流;此外,这可以随时间改变并且不能够被预测。因此,在自主呼吸/CPR模式中,存在由于过度膨胀或过度充气而对肺造成损伤的风险;在这样的情况下,因此优选的是,设定空气压力生成器110-410,使得PPP的幅度和持续时间被减小。这样的调节能够由操作者手动地完成,或者其可以当设备切换到CPR/自主呼吸操作模式时自动地触发。在另一实施例中,所述设备包括通过监测肺充气而触发的CPR设置的改变。在本发明的实施例中,能够将压力传感器添加在对象的食道中以便获得ITP的代理量度,并且空气压力生成器110-410被配置为基于所测量的ITP来自动地调节其设置。

[0062] 图10示出了根据本发明的另一实施例的ITP型线1085。根据该实施例,在CPR模式中并且在机械或辅助通气模式中同时地操作空气压力生成器110-410。在图10的图形中,沿着x轴示出了时间,其中,充气阶段1081跟随有放气阶段1082,同时沿着y轴示出了流量和压力。与图9的实施例类似地,空气压力生成器110-410输出1086是用于递送CPR的输出(例如,图7的输出770)和用于递送机械或辅助通气的输出(例如,输出1080)的叠加的结果。也与图9类似地,输出1086基线被调节到较低的绝对值以便不将过度压力累积到对象的肺中;出于比较的目的,在简单的机械通气期间的典型ITP型线由型线1084来表示。图10的实施例与图9的实施例不同之处在于:所有PPP的峰值ITP基本上与每型线1085相同。该实施例的优点在于:被递送至心脏的压力是常量。这是重要的,以便产生独立于肺的充气阶段或放气阶段的规则的CPR。事实上,明显的是,当肺被充气时由PPP所生成的ITP比当肺较少充气时所生成的ITP更大,因为其通过查看图9是清楚的。为了补偿该变化并且产生恒定峰值的ITP,设备100-400能够被设定为使得每个PPP的幅度随着肺被充气而减小,并且随着肺被放气而增加。这能够提前地设定,但是其也能够依赖于能够测量ITP压力的传感器,如上文所描述的。

[0063] 尽管已经在附图和前述描述中详细图示和描述了本发明,但是这样的图示和描述应当被认为是说明性或示范性而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。通过研究附图、说明书和随附的权利要求书,本领域技术人员在实践所主张的本发明时能够理解和实现所公开的实施例的其他变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其他元件或步骤,并且不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中所记载的若干项的功能。互不相同的从属权利要求中记载了特定措施的仅有事实并不指示不能有利地使用这些措施的组合。权利要求中的任何附图标记不应当被解释为对范围的限制。

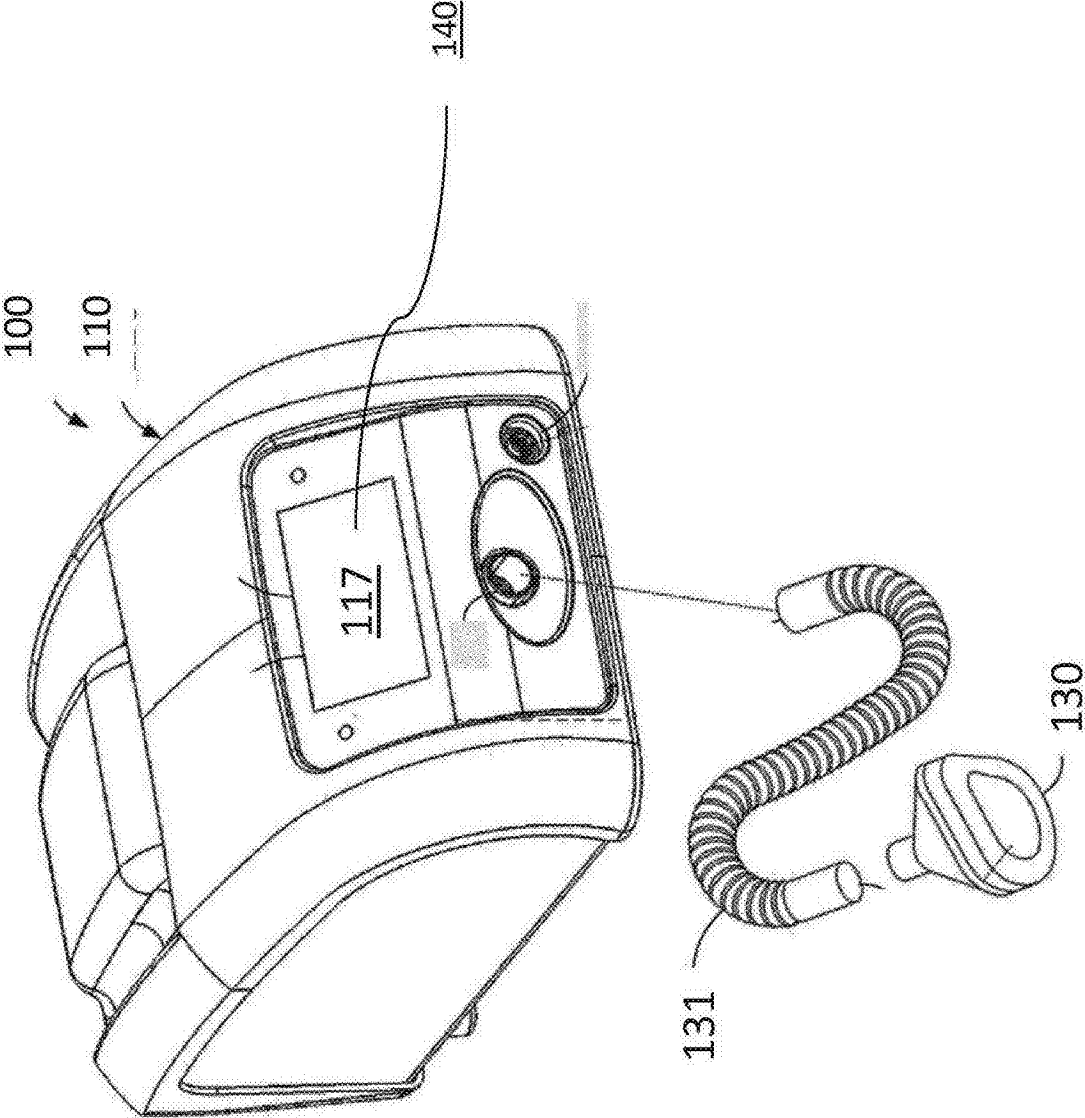


图1

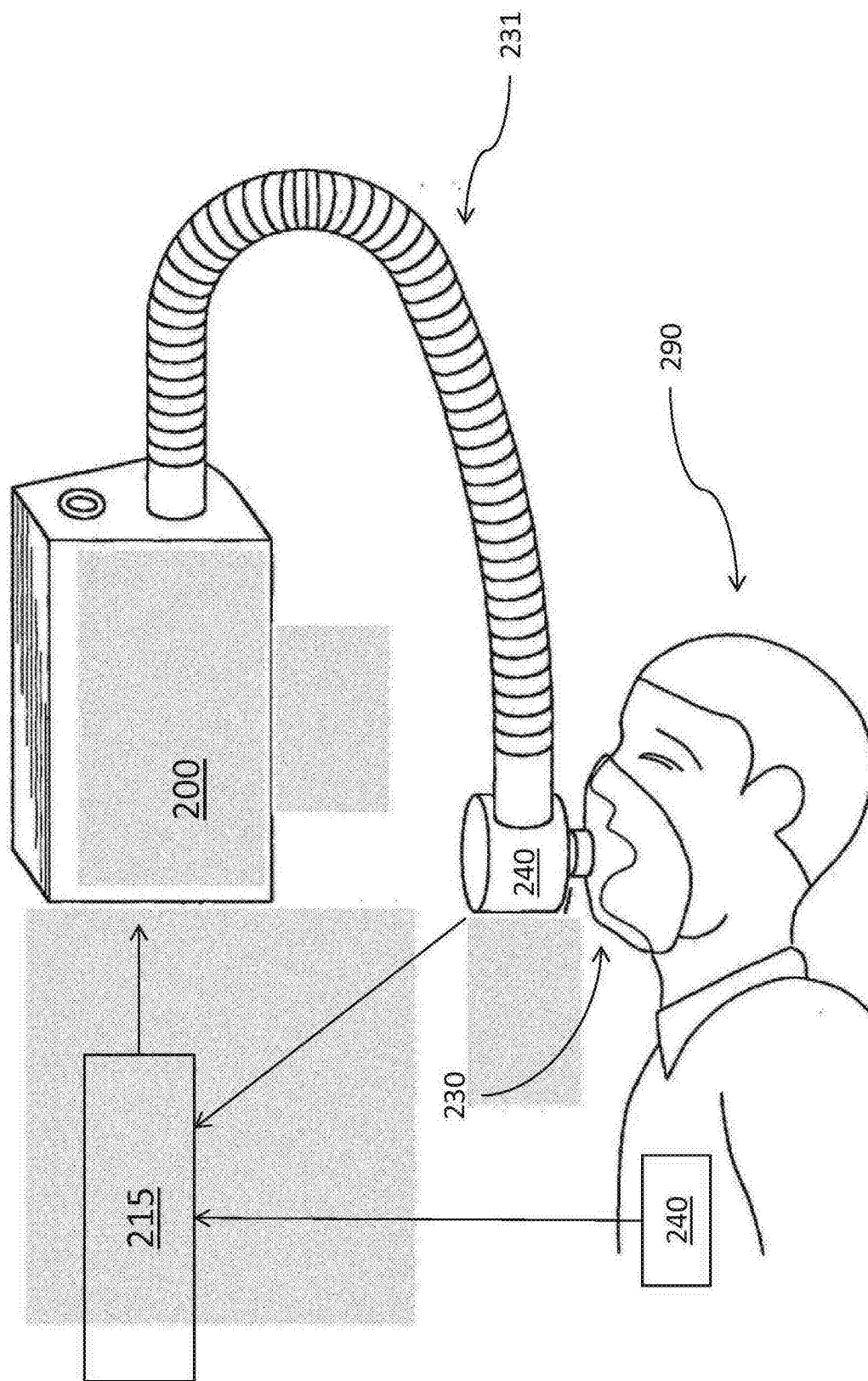


图2

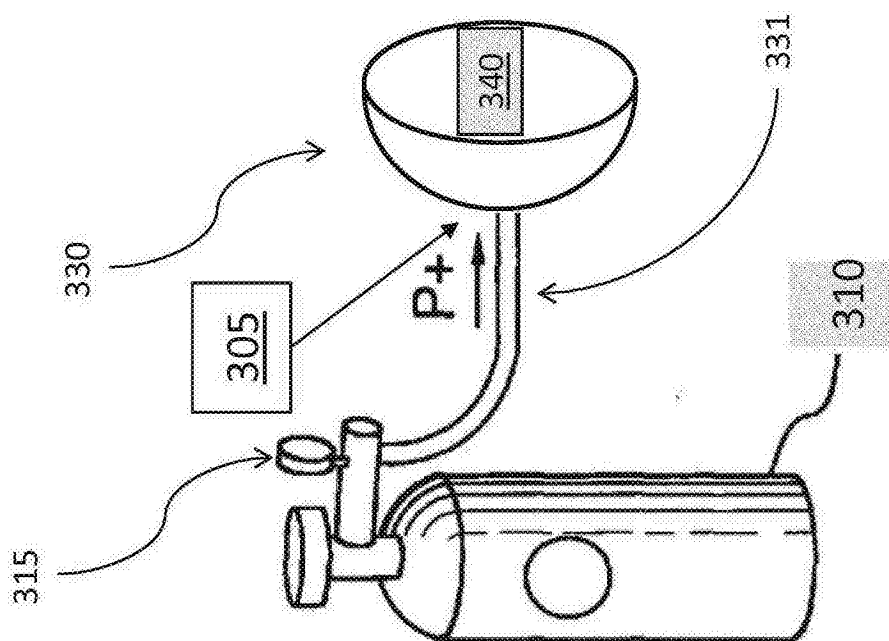


图3

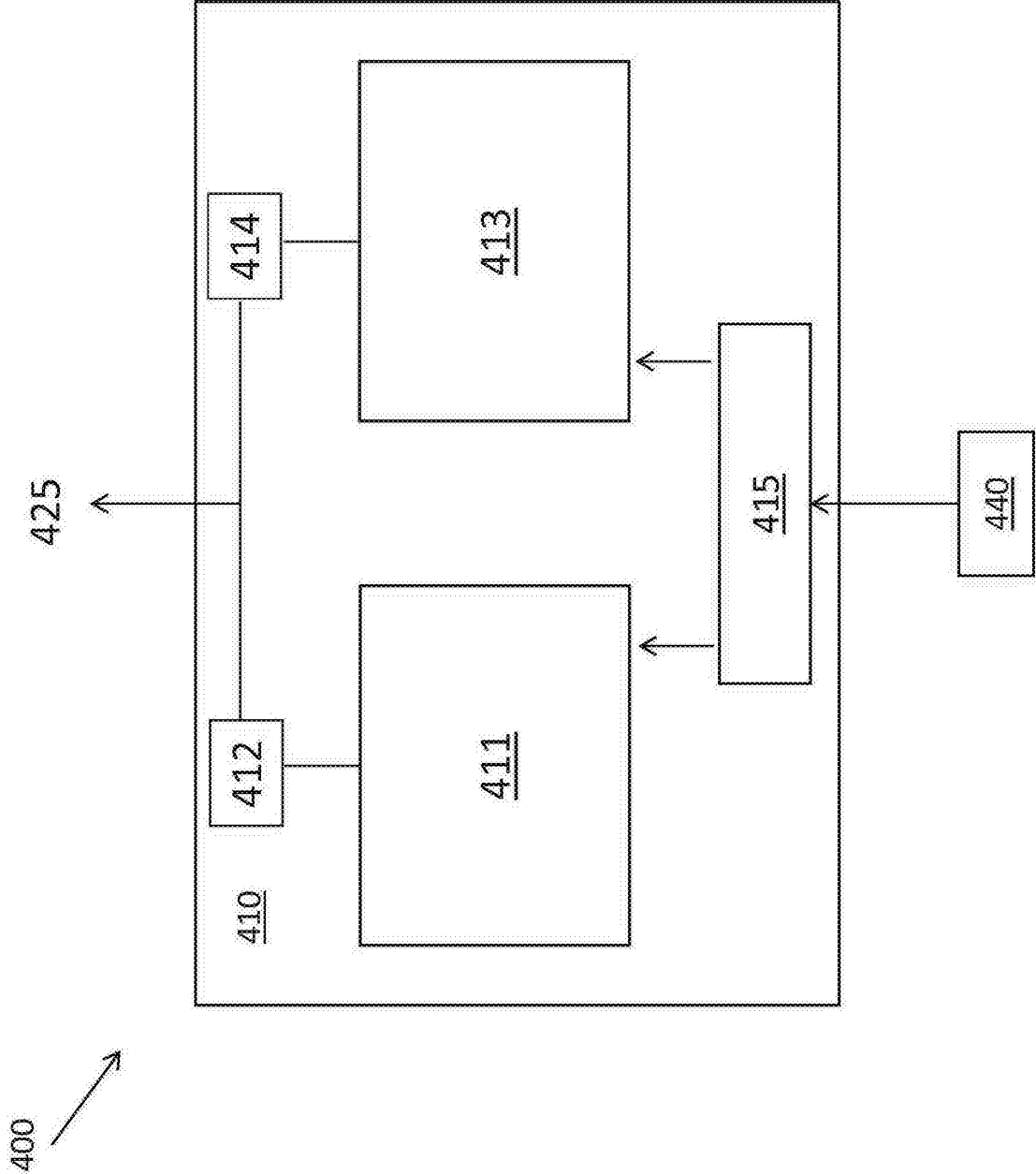


图4

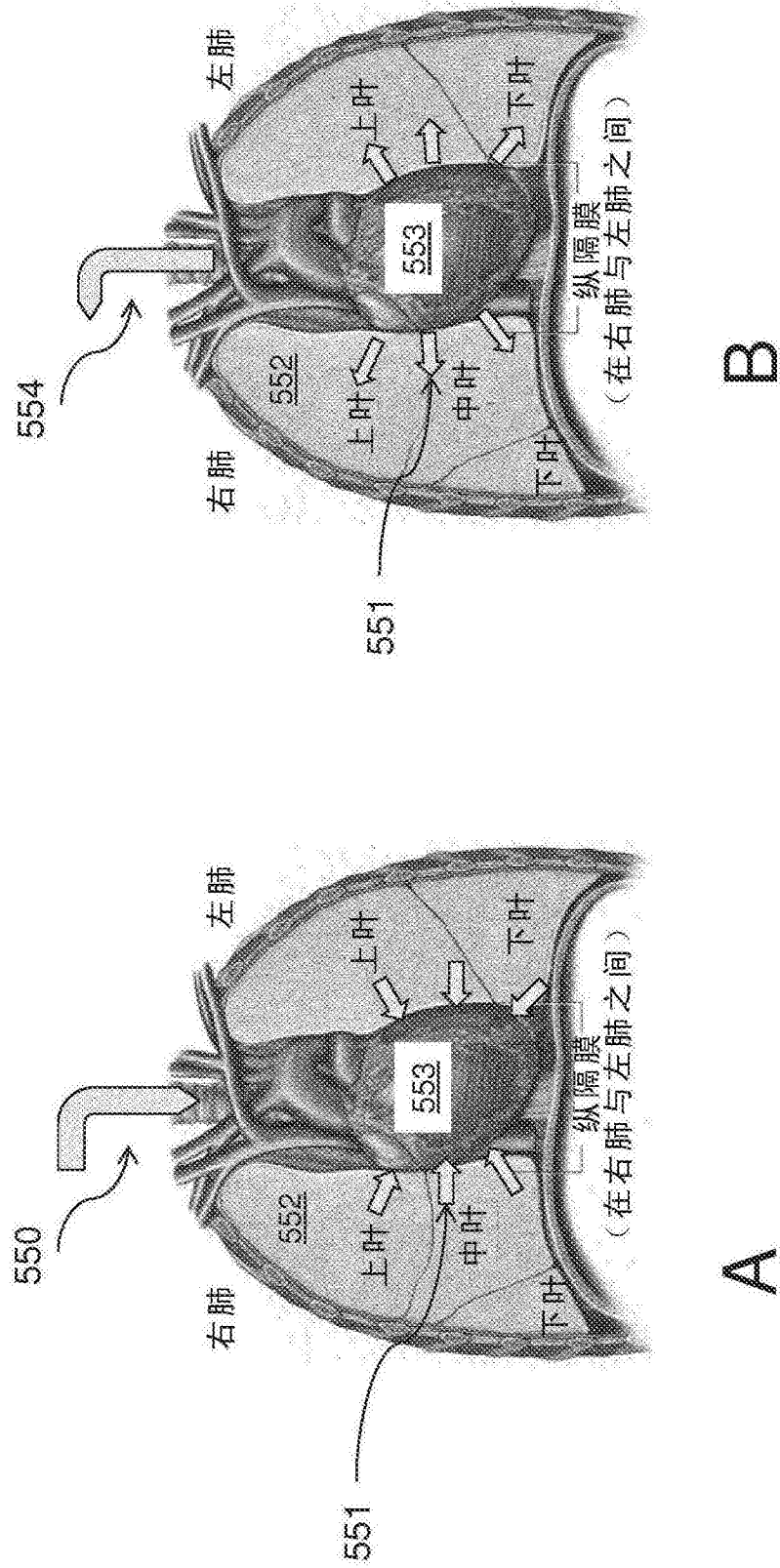


图5

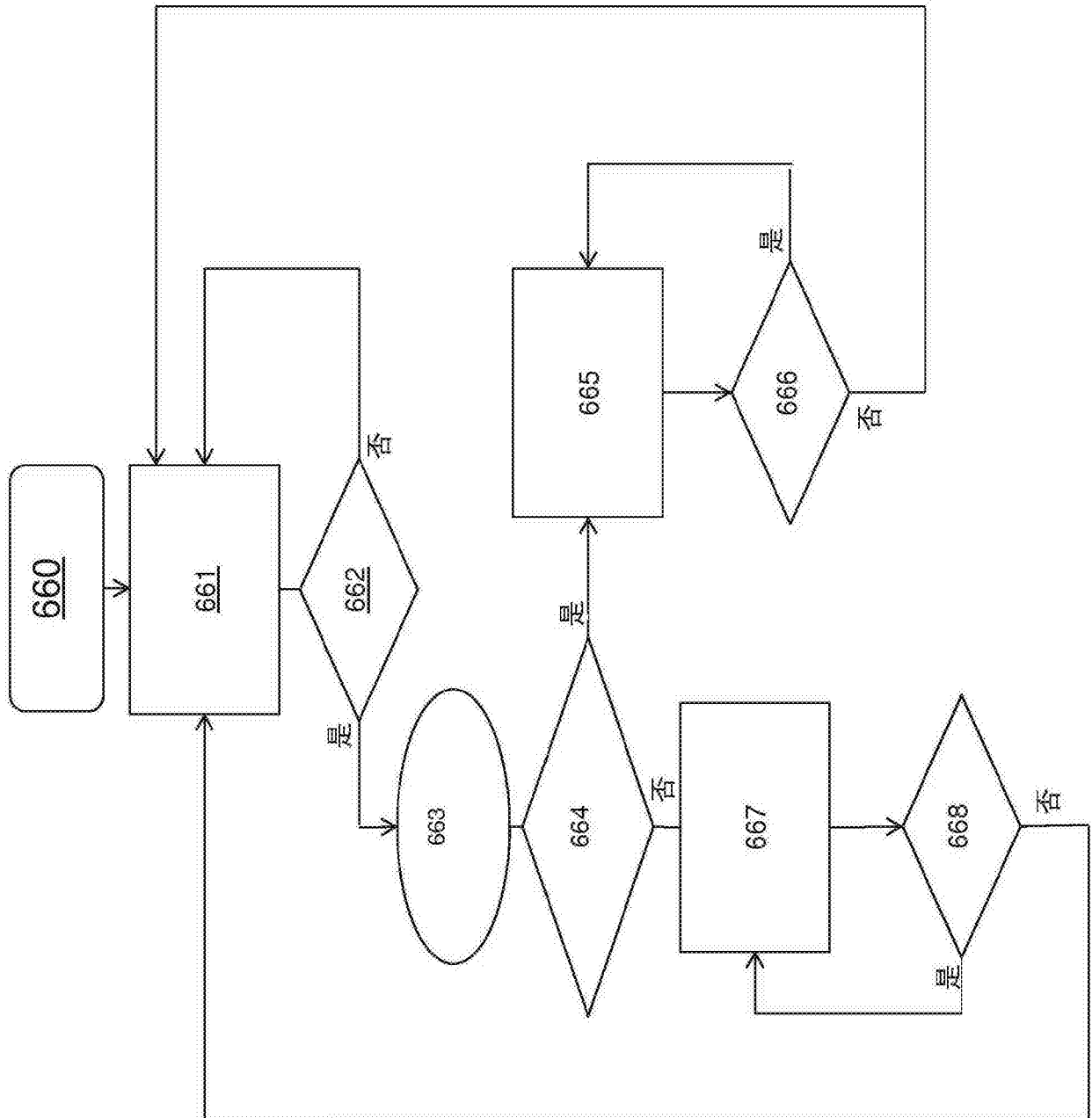


图6

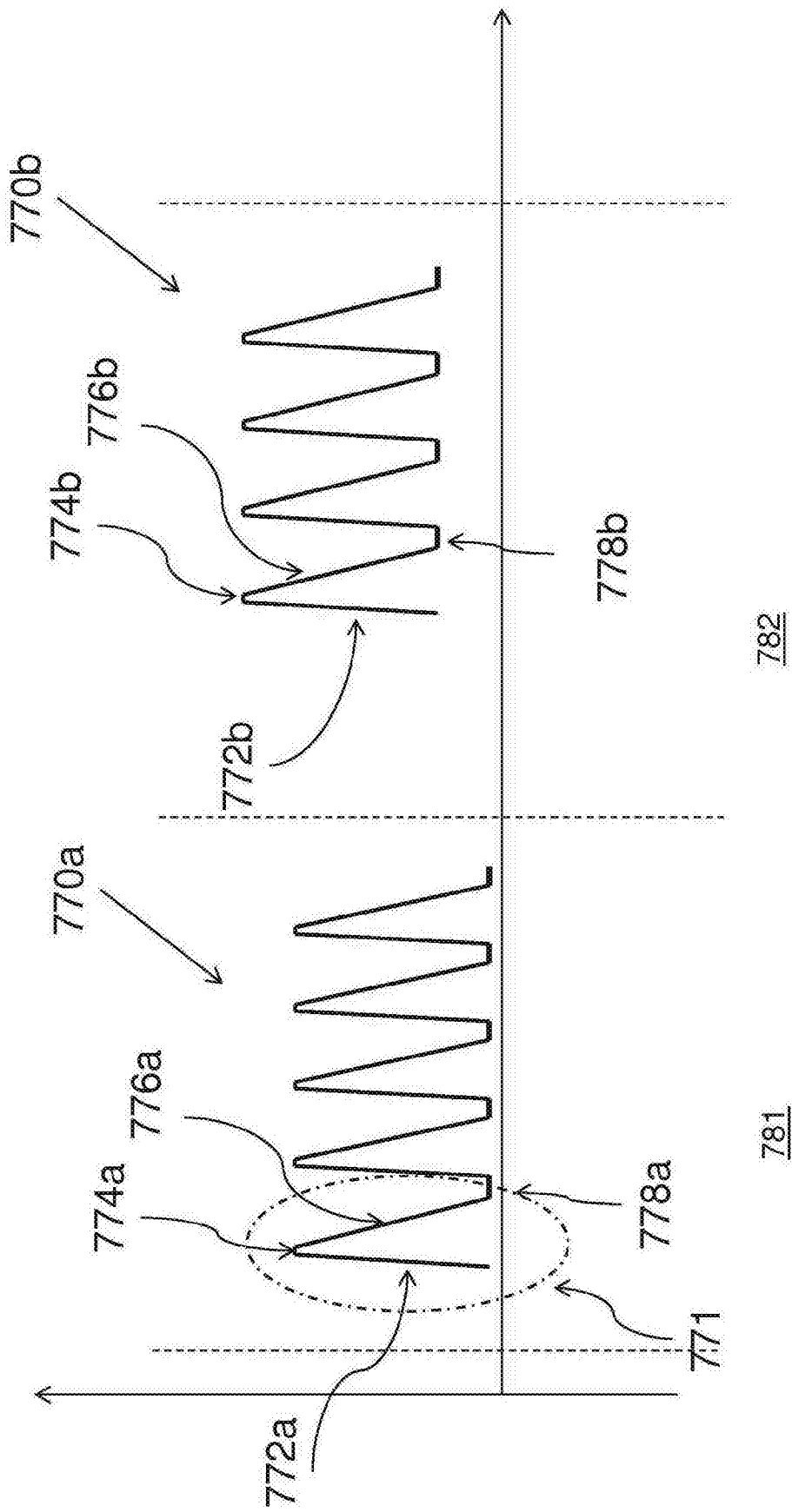


图7

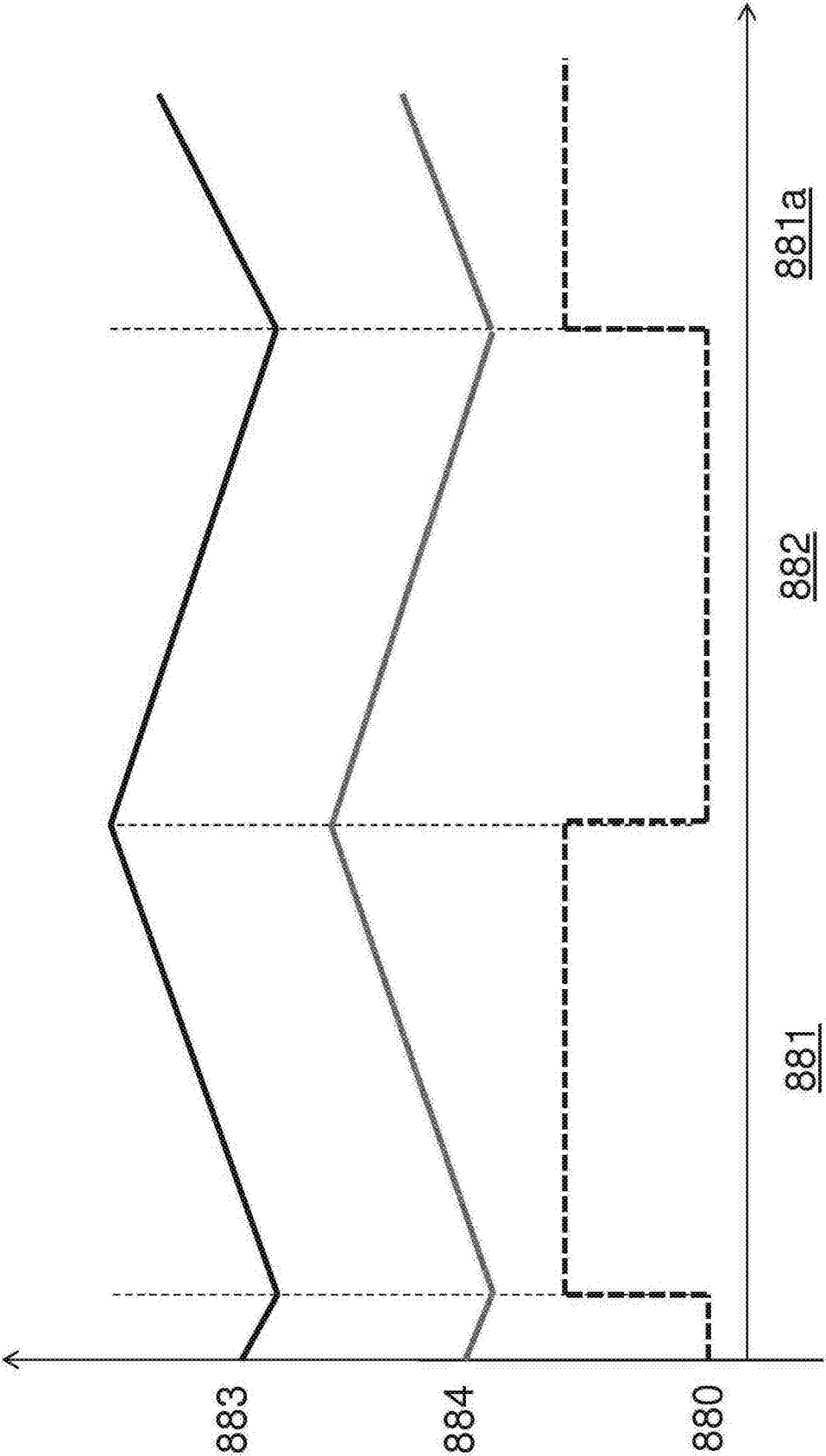


图8a

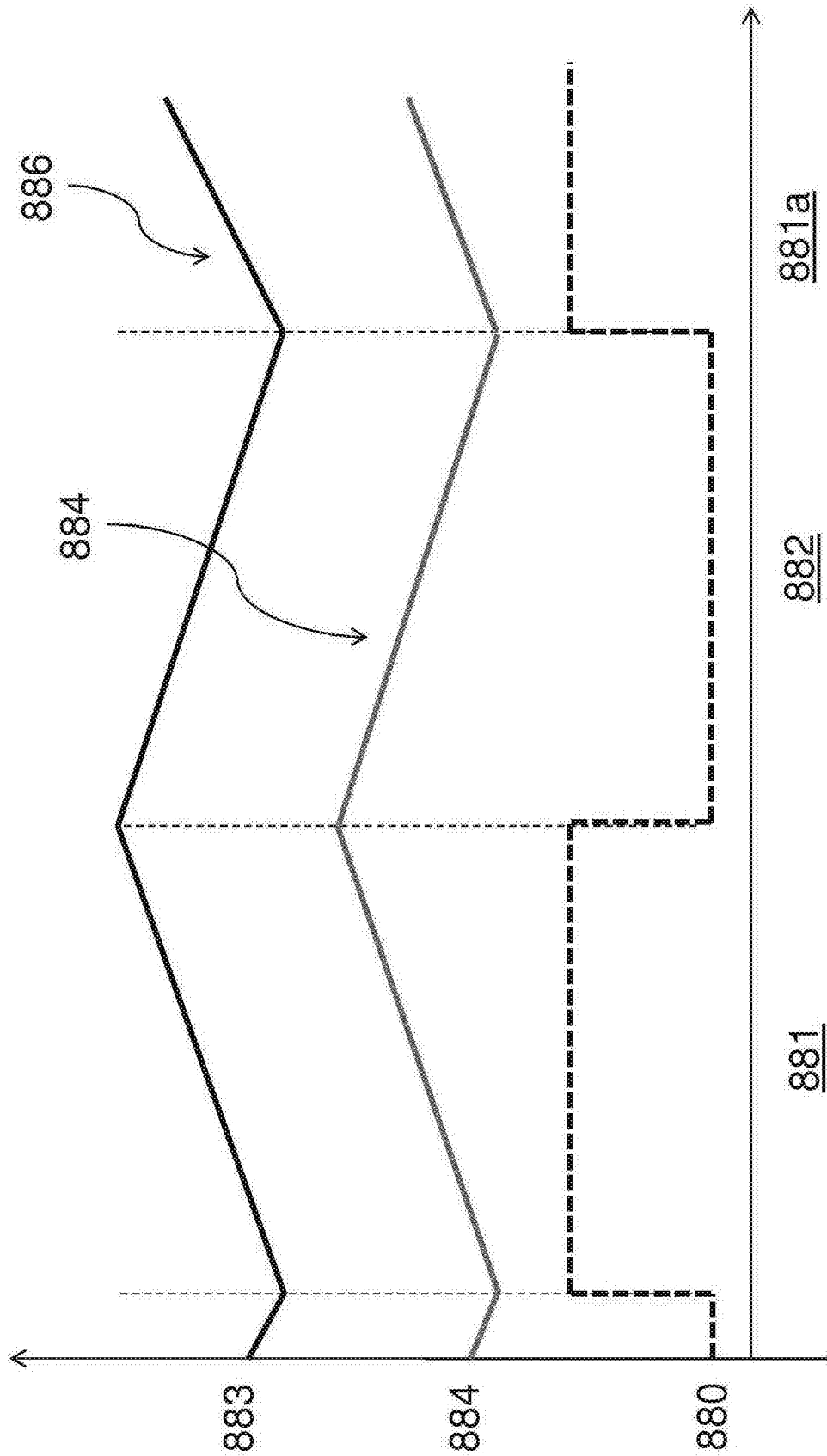


图8b

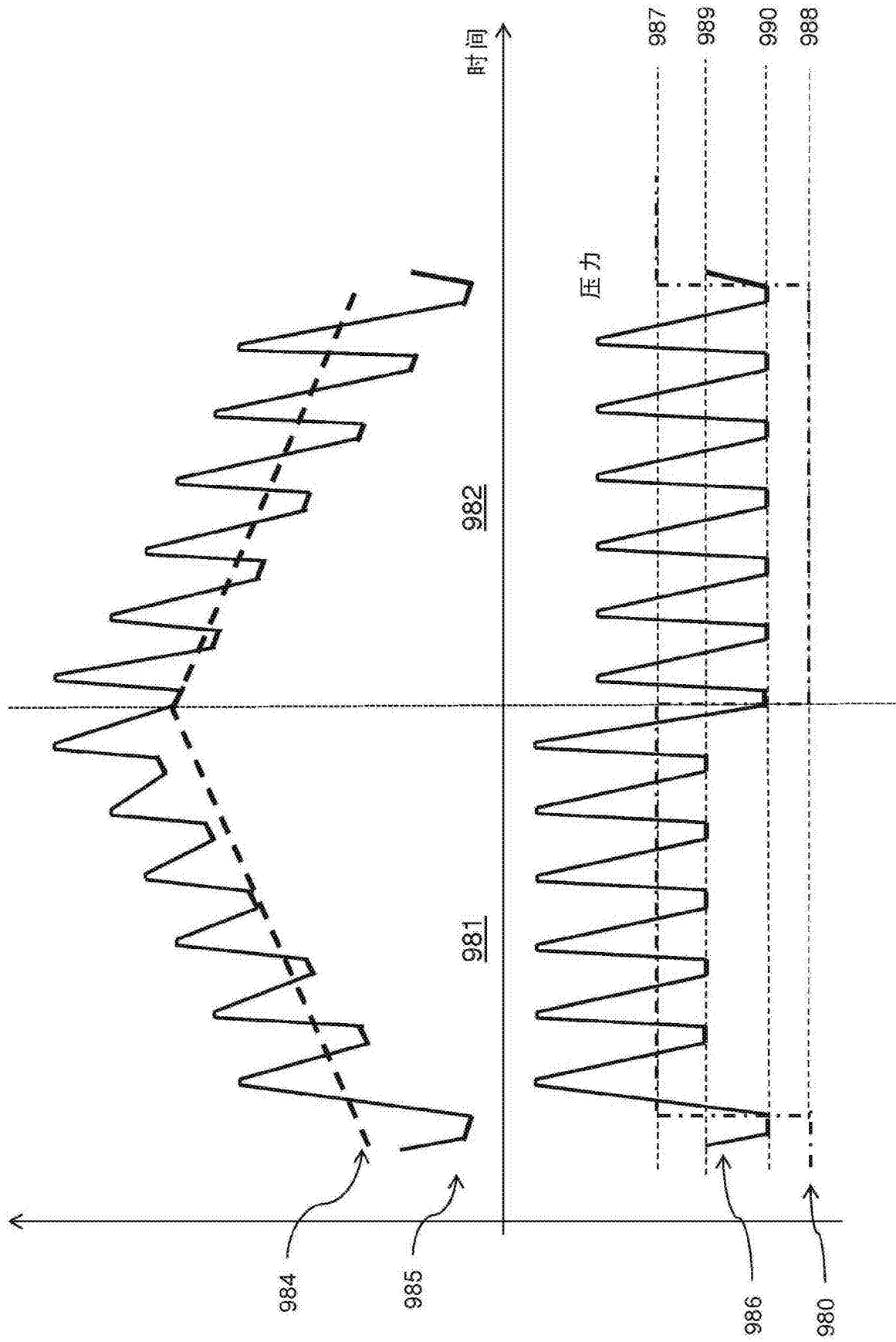


图9

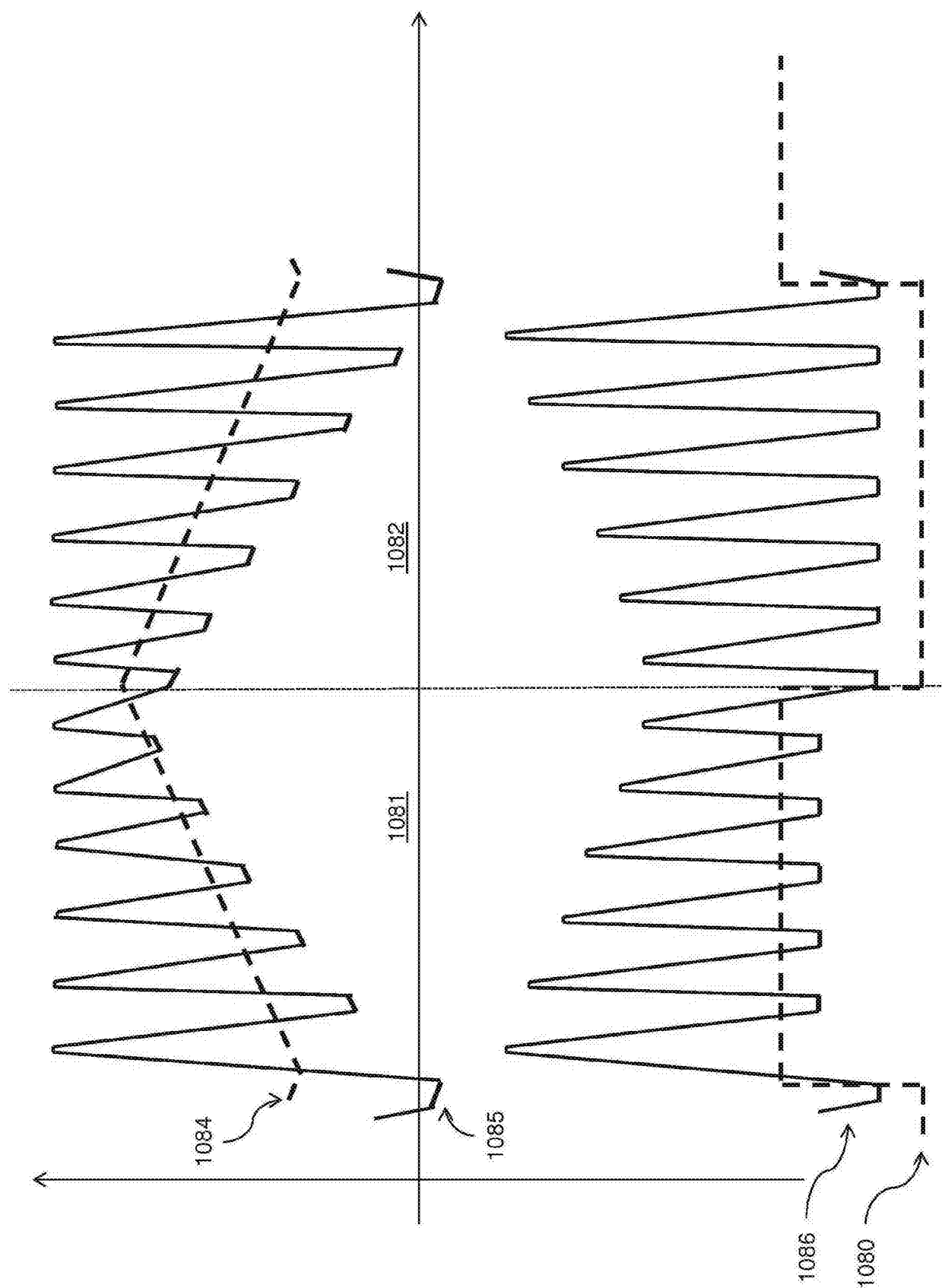


图10

专利名称(译)	正压脉冲心肺复苏设备		
公开(公告)号	CN107847393A	公开(公告)日	2018-03-27
申请号	CN201680037586.6	申请日	2016-06-08
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	J卡勒特		
发明人	J·卡勒特		
IPC分类号	A61H31/00 A61M16/00 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/486 A61H31/006 A61H2201/107 A61H2201/5007 A61H2201/5035 A61H2201/5071 A61M16/0006 A61M16/0009 A61M16/0096 A61M2016/0039 A61M2230/432 A61B5/0245 A61B5/0836 A61B5/087 A61H2201/0176 A61H2201/0184 A61H2201/1207 A61H2201/1604 A61H2230/04 A61H2230/06 A61H2230/205 A61H2230/42 A61H2230/425 A61M16/022 A61M2016/0027 A61M2230/06 A61M2230/005		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2015173962 2015-06-26 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于向对象(290)递送胸腔内压力脉冲的心肺复苏CPR设备(100、200、400)，所述设备包括用于向所述对象(290)的气道递送空气的空气压力生成器(110、310、410)，其中，所述空气压力生成器(110、310、410)被配置为：操作第一模式，其中，在所述第一模式中，所述空气压力生成器(110、310、410)生成第一输出(412、770a、770b)，所述第一输出包括用于暂时地增加所述对象的胸腔内压力以通过增加所述对象的肺的体积来引起对所述对象(290)的心脏的按压的第一多个正压脉冲(771)；操作第二模式，其中，在所述第二模式中，所述空气压力生成器(110、310、410)生成第二输出(414、880)，所述第二输出包括用于向所述对象(290)的肺提供保证气流的第二多个正压脉冲；并且向所述对象(290)的气道递送结果输出(425、986、1086)，所述结果输出是所述第一输出(412、770a、770b)和所述第二输出(414、880)的叠加；其中，所述第一多个正压脉冲(771)具有大于30毫巴的幅度以及每分钟40-240个节拍的范围内的频率；并且其中，所述第二多个正压脉冲具有小于30毫巴的幅度以及每分钟3至20个周期的范围内的频率。

