



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101970984 B

(45) 授权公告日 2012. 04. 04

(21) 申请号 200980104649. 5

(22) 申请日 2009. 02. 09

(30) 优先权数据

0800284-2 2008. 02. 08 SE

61/198, 745 2008. 11. 10 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010. 08. 09

(86) PCT申请的申请数据

PCT/SE2009/000074 2009. 02. 09

(87) PCT申请的公布数据

W02009/099380 EN 2009. 08. 13

(73) 专利权人 依格勒萨生命科学公司

地址 瑞典耶纳尔普

(72) 发明人 斯蒂格·斯蒂恩

奥德留斯·帕斯克维休斯

(74) 专利代理机构 北京安信方达知识产权代理有限公司 11262

代理人 李冬梅 郑霞

(51) Int. Cl.

A61M 16/10 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 2453946 Y, 2001. 10. 17, 全文.

CN 101111277 A, 2008. 01. 23, 全文.

CN 1518470 A, 2004. 08. 04, 全文.

WO 2007123296 A1, 2007. 11. 01, 全文.

CN 2169435 Y, 1994. 06. 22, 全文.

EP 0029352 A1, 1981. 05. 27, 全文.

审查员 李硕

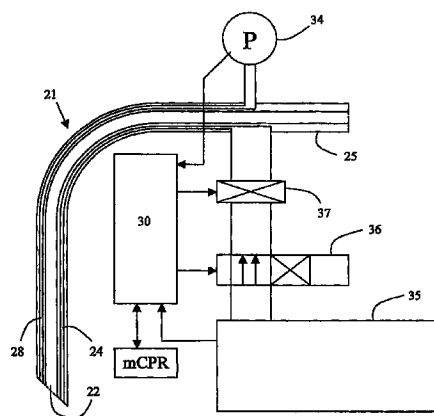
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 9 页

(54) 发明名称

用于心肺复苏中的气体供应的方法和设备

(57) 摘要

一种用于在心肺复苏中机械地或手动地将通气气体提供给患者的方法和设备。所述设备包括：气体源 (35)；安排在患者的气管中的气管套管；在气管套管中的气体通道 (24)，用于将诸如氧气的气体供应至患者的支气管；中心通道 (23)，用于将支气管连接至大气；流量阀 (37)，用于调节供应的气体的流速；和切换阀，用于启动和终止气体供应。所述设备由计算机 (30) 经以下操作相位操作：相位 1，其中气体供应被启动，用于将气体吸入到肺中，用于供应预定量的气体到肺中；相位 2，其中进行胸腔的压缩，用于提供高压压缩；相位 3 或“胸腔压缩，气体开启”相位，其中血液从胸腔流出到主动脉中；相位 4，其中气体供应被终止，用于将气体呼出肺；相位 5，其中进行胸腔的解压，用于降低胸腔中的压力以提供解压，其中来自腔静脉的血液补充胸腔；和相位 6 或“胸腔解压，气体关闭”，用于冠状血管的灌注。



1. 一种用于在心肺复苏周期中将通气气体提供给患者的设备,所述心肺复苏周期包括患者的胸腔的压缩行程和解压行程,所述设备包括:

气体供应管 (21),所述气体供应管 (21) 的远端安排在患者的气管中;

气体源 (35),所述气体源 (35) 用于将所述气体供应至所述气体供应管的近端,以便将所述气体递送到所述气体供应管的远端;

切换阀 (36),所述切换阀 (36) 用于启动和终止经所述气体供应管的气体供应;

其特征为,

控制设备 (30),所述控制设备 (30) 用于接收基于心肺复苏周期的同步信号;其中,所述设备被操作来使所述切换阀的操作与基于所述同步信号的所述心肺复苏周期同步化,以便所述切换阀以与所述心肺复苏周期相同但相对于所述心肺复苏周期偏移的周期操作。

2. 根据权利要求 1 所述的设备,其中,所述控制设备 (30) 被操作来基于所述同步信号而启动所述气体供应,以便所述气体供应在压缩行程开始之前在所述心肺复苏周期的周期时间的 25%和 2%之间启动。

3. 根据权利要求 1 所述的设备,其中,所述控制设备 (30) 被操作来基于所述同步信号而终止所述气体供应,以便所述气体供应在压缩行程开始之后在所述心肺复苏周期的周期时间的 2%和 30%之间终止。

4. 根据权利要求 1 所述的设备,其中,所述控制设备 (30) 被操作来基于所述同步信号而启动所述气体供应,以便所述气体供应在压缩行程终止之后在所述心肺复苏周期的周期时间的 25%和 48%之间启动。

5. 根据权利要求 1 所述的设备,其中,所述控制设备 (30) 被操作来基于所述同步信号而终止所述气体供应,以便所述气体供应在压缩行程终止之后在所述心肺复苏周期的周期时间的 52%和 80%之间终止。

6. 根据权利要求 1 所述的设备,其中,所述控制设备 (30) 被操作来基于所述同步信号而启动所述气体供应,以便所述气体供应在压缩行程开始之前的所述心肺复苏周期的周期时间的 25%和 2%之间启动,以及所述控制设备 (30) 被操作来基于所述同步信号而终止所述气体供应,以便所述气体供应在压缩行程开始之后的所述心肺复苏周期的周期时间的 2%和 30%之间终止。

7. 根据权利要求 1 所述的设备,其中,所述控制设备 (30) 被操作来基于所述同步信号而启动所述气体供应,以便所述气体供应在压缩行程终止之后的所述心肺复苏周期的周期时间的 25%和 48%之间启动,以及所述控制设备 (30) 被操作来基于所述同步信号而终止所述气体供应,以便所述气体供应在压缩行程终止之后在所述心肺复苏周期的周期时间的 52%和 80%之间终止。

8. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的设备,还包括以下中的至少一个:

用于由机械心肺复苏设备发射信号的设备;

压力开关板 (74),所述压力开关板 (74) 邻近患者安排,并在压缩行程中暴露于压缩压力,以在压缩胸腔将压力施加于所述压力开关板上时触发开关;

气压表 (34),所述气压表 (34) 测量供应至患者的气体中的压力;

血压计 (71、72),所述血压计 (71、72) 测量患者的血管系统中的血压;

气体流量计 (49),所述气体流量计 (49) 测量从肺流出到环境中的气体流量。

9. 根据权利要求 8 所述的设备,其中,所述气压表(34)测量邻近所述气体供应管的所述远端的气体中的压力。

10. 根据权利要求 1 至 7 中任一项所述的设备,还包括:

阀(38),该阀(38)控制从患者的肺经通风管流出到环境中的气体流量,以便在气体供应被触发时关闭该阀。

用于心肺复苏中的气体供应的方法和设备

发明领域

[0001] 本发明涉及用于在心肺复苏 (CPR) 中,更特别地是在机械心肺复苏 (mCPR) 中,将通气气体供应给患者的肺的方法和系统。

[0002] 发明背景

[0003] 当患者遭受心脏停搏时,需要尽快启动救生技术,优选在 8 分钟之内。如果没有血流超过约 15 分钟,则脑和其他器官通常将逐渐形成不能挽回的损伤。

[0004] 先前已知的 CPR 类型是手动地压缩患者的胸骨并机械地使该患者的肺膨胀。

[0005] 在瑞典,商标为 LUCAS®的一种用于进行 mCPR 的机械装置是已知的,并且在文献 SE 521141 和 WO 2005/046558 中描述。通常,该装置包括活塞,该活塞将杯形的盘压向胸骨,以在压缩行程中压缩位于其下的心脏和胸腔。例如借助于杯形的盘内的吸入压力或借助于粘合剂,该盘可附着于患者的身体。当盘被主动地抽回时,胸骨被提起,目的是强迫地膨胀患者的胸腔。该盘的移动行程 (movement stroke) 可以是胸腔上垂直距离的约 20%。行程周期 (stroke cycle) 可以是约 100 次行程 / 分钟。主动行程在向下和向上时都需要约 0.1 秒,并且可在每次移动之间存在约 0.2 秒的间歇。

[0006] 当采用上述装置进行 mCPR 时,可经插入患者气管的气管套管而供应氧气。气管套管包括具有约 6mm-10mm 直径的中心通道和设置在套管壁中的若干小通道。气管套管可以是 Boussignac 型的,例如包括在由法国 Ecouen, VYGON, BP 7-95440 以 Ref 6508.70 出售的 Boussignac 心肺复苏系统 (Boussignac Cardio Pulmonary Resuscitation System) 中的气管套管。这样的气管套管例如在 US 5036847 中公开。

[0007] 小通道可用于不同的目的。在目前的上下文中,它们可用于将氧气供应至邻近患者支气管的区域。这样,足量的氧气被供应至患者,并且通过在胸腔压缩中产生的体积变化以及通过消除通气中的“死腔”而除去足量的二氧化碳。

[0008] EP 0029352A1 公开了一种心肺复苏器,其包括可往复运动的机械压缩机装置和通气装置,所述机械压缩机装置用于循环压缩患者的胸腔,所述通气装置用于经过包括压缩机装置的至少一个周期且优选 3 个周期的时间将患者的肺充气至良好的极限压力,如在 10cm 和 60cm 水之间。该复苏器包括通气机输出控制装置,用于 (i) 在压缩机装置的周期的机械收缩部分中防止从患者的肺的反向流动和呼出流动,从而由于将患者胸腔压缩至远在极限压力以上的水平 (例如 75cm 和 200cm 水之间) 而提供患者肺中的压力增加,和 (ii) 周期性地使患者的肺排气,例如压缩机装置的 2 个周期。

[0009] CPR 的一个需要注意的难题是,在主动脉与右心房之间获得足够的压差,以便获得足够的冠状动脉灌注压,否则心脏将遭受永久损伤。另一个难题是在肺静脉中获得低压,其中血液从身体运输并运输至胸腔,以便获得对胸腔足够的再充填。

[0010] 在 Resuscitation 62(2004), 第 219-227 页中发表的标题为“Continuous intratracheal insufflation of oxygen improves the efficacy of mechanical chest compression-active decompression CPR (连续的气管内注氧改善了机械胸腔压缩-主动减压 CPR 的效力)”的文章中,作者 Stig Steen 等人主张连续注氧 (CIO) 优于间歇性正压

通气 (IPPV)。该文章表明,与 IPPV 相比,CIO 导致了改善的冠状动脉灌注压。

[0011] 然而,存在对更好性能的 mCPR 的需求。

[0012] 发明概述

[0013] 因此,本发明的一个目的是单独地或以任意组合减轻、缓解或消除一个或多个以上确定的缺陷和不利条件。

[0014] 在一个方面中,提供了一种用于在心肺复苏周期中将通气气体 (ventillation gas) 提供给患者的方法,所述心肺复苏周期包括患者的胸腔的压缩行程和解压行程,所述方法包括:将气体供应管的远端安排在患者的气管中;将所述气体供应至所述气体供应管的近端,用于将所述气体递送到所述气体供应管的远端;操作切换阀,用于启动和终止经所述气体供应管的气体供应;其特征为,接收基于心肺复苏周期的同步信号;使所述切换阀的操作与基于所述同步信号的所述心肺复苏周期同步化,以便所述切换阀以与所述心肺复苏周期相同但相对于所述心肺复苏周期偏移 (off-set) 的周期操作。

[0015] 在一个实施方案中,所述方法可包括:基于所述同步信号来启动气体供应,以便气体供应在压缩行程开始之前在周期时间的 25% 和 2% 之间启动。

[0016] 在另一实施方案中,所述方法可包括:基于所述同步信号来终止气体供应,以便气体供应在压缩行程开始之后在周期时间的 2% 和 30% 之间终止。

[0017] 还在另一实施方案中,所述方法可包括:基于所述同步信号来启动气体供应,以便气体供应在压缩行程终止之后在周期时间的 25% 和 48% 之间启动。

[0018] 仍在另一实施方案中,所述方法可包括:基于所述同步信号来终止气体供应,以便气体供应在压缩行程终止之后在 52% 和 80% 之间终止。

[0019] 同步信号可通过以下中的至少一种来提供:由机械心肺复苏设备发射的信号;压力开关板,所述压力开关板邻近患者安排,并在压缩行程中暴露于压缩力以在压缩胸腔时触发所述开关;气压表,所述气压表测量供应至患者的气体中的压力,例如邻近所述气体供应管的远端;血压计,所述血压计测量血管系统中的血压;气体流量计,所述气体流量计测量从肺流出到环境中的气体流量。

[0020] 可操作阀,用于在气体供应被触发时关闭所述阀,所述阀用于控制从患者的肺经通风管流出到环境中的气体流量。

[0021] 可调节气体供应,以在每个周期提供预定量的气体,例如约 50ml。

[0022] 在更多的实施方案中,所述方法还可包括:作为同步信号接收与气管中的气体压力相应的气体压力;和确定所述压缩行程的启动为在峰值最大气体压力之前的周期时间的 2% 至 15%,或确定所述压缩行程的终止为在峰值最小气体压力之前的周期时间的 2% 至 15%。

[0023] 在另一方面中,提供了一种用于在心肺复苏周期中将通气气体提供给患者的设备,所述心肺复苏周期包括患者的胸腔的压缩行程和解压行程,所述设备包括:气体供应管,所述气体供应管的远端安排在患者的气管中;气体源,所述气体源用于将所述气体供应至所述气体供应管的近端,以便将所述气体递送到所述气体供应管的远端;切换阀,所述切换阀用于启动和终止经所述气体供应管的气体供应;其特征为,控制设备,所述控制设备用于接收基于心肺复苏周期的同步信号;其中,所述设备被操作来使所述切换阀的操作与基于所述同步信号的所述心肺复苏周期同步化,以便所述切换阀以与所述心肺复苏周期相同

但相对于所述心肺复苏周期偏移的周期操作。

[0024] 在另一实施方案中,所述设备还可包括以下中的至少一个:用于通过机械心肺复苏设备发射信号的设备;压力开关板,所述压力开关板邻近患者安排,并在压缩行程中暴露于压缩力以在压缩胸腔时触发所述开关;气压表,所述气压表测量供应至患者的气体中的压力,例如邻近所述气体供应管的远端;血压计,所述血压计测量患者的血管系统中的血压;气体流量计,所述气体流量计测量从肺流出到环境中的气体流量。阀被可安排来用于控制从患者的肺经通风管流出到环境中的气体流量,以便在气体供应被触发时关闭所述阀。

[0025] 附图简述

[0026] 参考附图,从以下对本发明的若干实施方案的描述中将呈现本发明的更多目的、特征和优势,其中:

[0027] 图 1 是患者的胸腔的示意性横断面视图,在水平剖面中显示心脏而在垂直剖面中显示肺;

[0028] 图 2 是配备了 mCPR 设备的图 1 的患者的示意性纵向剖面图;

[0029] 图 3 是图 2 的患者的放大的、示意性的纵向剖面图,显示了气管套管的排列;

[0030] 图 4 是连接至气体供应的图 3 的气管套管的示意图;

[0031] 图 5 是气管套管连接到气体供应的可选择的实施方案的示意图;

[0032] 图 6 是 mCPR 设备的透视图;

[0033] 图 7 是适应于患者上的图 6 的 mCPR 设备的透视图;

[0034] 图 8 是气管套管到周围大气的可选择的连接的示意图;

[0035] 图 9 是显示气体供应相对于 mCPR 设备的移动的计时的图;

[0036] 图 10 是显示根据本发明的具有间歇氧气供应的 mCPR 的图;

[0037] 图 11 是显示根据现有技术的 CIO 系统具有连续氧气供应的 mCPR 的图;

[0038] 图 12 是与图 9 类似的、可选择的实施方案的计时的图;

[0039] 图 13 是显示在图 5 的实施方案中的气体供应的图;

[0040] 图 14 是气管套管的可选的实施方案。

[0041] 实施方案的详细描述

[0042] 以下将参考附图描述本发明的若干实施方案。这些实施方案以说明的目的描述,目的是使技术人员能够实施本发明和公开最佳模式。然而,这样的实施方案不限制本发明。此外,不同特征的其他组合可能在本发明的范围内。

[0043] 图 1 是患者的胸腔的横断面视图,包括在水平剖面中的心脏 1 和在垂直剖面中的两个肺 2、3。心脏 1 位于胸骨 4 和脊柱 5 之间,其均为示意性地显示。

[0044] 心脏 1 包括连接至腔静脉 12 的右心房 11 和连接至肺动脉 14 的右心室 13。血液从肺经肺静脉 16 返回至左心房 15,并通过左心室 17 而被泵送至主动脉 18。冠状动脉 19 对心脏供应血液并从主动脉 18 延伸至右心房 11。

[0045] 当胸腔通过 mCPR 设备 20 压缩时,见图 2,基本上相同的压力存在于右心房和左心房以及右心室和左心室中。因此,在主动脉和右心房之间基本上不存在压差,并且在冠状动脉 19 中不存在血流。

[0046] 当减轻胸腔的压缩时,肋骨将倾向于使胸骨移动回到正常位置。该移动可通过 mCPR 设备而支持或放大,如上所述。胸腔中的血压降低,并因此,右心房中的压力也同时降

低。因为主动脉瓣现在是闭合的,因此经冠状血管 19 产生了压差并且充氧血被供应至心脏。

[0047] 在压缩阶段中,一些空气经支气管和气管从肺呼出。在解压阶段中,一些空气被吸入。然而,因为压缩和解压的频率可能为约 100 次行程每分钟,仅少量空气将被吸入和呼出,不超过支气管和气管的死腔。因此,没有新的或新鲜的空气进入肺,仅有存在于支气管和气管中的相同的空气来回移动。因此,在现有技术中,可能使用强制通风。

[0048] 为了绕过死腔并且对肺提供足量的氧气且去除足够的二氧化碳,可在气体供应管的远端 22 供应氧气,如图 2 和图 3 所示。这样可减少死腔,并可获得患者的足够的气体平衡而无需与 mCPR 设备分开的强制通风。气体供应管可以是气管套管 21,其在近端 25 对大气开放,并可形成节流 (flow restriction),如以下更详细地说明。

[0049] 气管套管 21 可包括若干通道,如图 3 所示。第一大中心通道 23 使肺连接至周围大气。此外,存在若干个(例如 4 个)较小的通道 24,其中之一在图 3 中显示。这些通道可用于不同的目的,例如供应医学试剂。在本实施方案中,这些通道中的一个或若干个用来供应诸如氧气的气体。因此,气体供应发生在气管套管 21 的远端 22。这样,死腔被减少了。

[0050] 如图 3 所示,气管套管 21 还包括连接至小通道 27 的可膨胀的气囊 (expandable balloon) 26,以便该气囊可被充气以将气管套管 21 固定在紧接支气管 32、33 以上的气管 31 中。

[0051] 如图 3 中还显示的,气管套管的出口处的内侧可被斜切 29,以便气体通道 24 在气管套管的远端 22 内侧打开。

[0052] 图 4 中所示的另一通道 28 可连接至压力计 34,如图 4 所示,以便可测量气管套管的远端 22 处的压力。

[0053] 如图 4 所示,气体的源 35 连接至气管套管 21。从气体的源 35 经切换阀 36 而供应气体,所述切换阀 36 能够在可电力、气动或水力操作的控制设备(例如计算机 30 或定序器)的控制下启动和停止气体的供应。然后,气体通过流量阀 37,该流量阀 37 基本上是使气体以受控的速度通过的限流器 (restriction) 或小孔。将气体流速调节至例如 30 升每分钟,如以下更详细地描述。流量阀 37 连接至气体供应通道 24 的近端 25,如图 4 所示。

[0054] 流量阀可通过包括流量计量设备或仅通过包括对流量阀 37 的孔开口的尺寸的标记而形成或包括流量计 73,因为流速与开口的尺寸和通过孔的驱动压相关。

[0055] 图 6 和图 7 公开了根据现有技术的机械心肺复苏设备。如图 6 所示,设备 41 包括杯形构件 43,该杯形构件 43 由驱动机构 42 通过水力、气动或电的方式或其组合的方式来操作。驱动机构 42 经回转接头 47 可枢转地连接至两个臂状构件 44 和 45。每个臂状构件的另一端经回转接头 48 可释放地且可枢转地连接至桥梁构件 46。设备 41 意图如图 7 所示地安装在患者上,其中患者以仰卧位显示。设备 41 被安装成使得臂状构件 44、45 沿着患者胸腔的侧面延伸,并且桥梁构件 46 被安装成跨过患者背部,且在图 7 中不可见。杯形构件 43 安装在胸腔上面。当驱动机构 42 运转时,杯形构件 43 压缩患者的胸腔。杯形构件可暴露于将该杯形构件 43 连接至胸腔的真空压力源,以便胸骨在解压行程中主动地向上移动。设备 41 可包括带子 51、52,以便防止该设备向尾部方向移动。

[0056] 然而,通常,可充分改变胸腔体积的任何设备,包括人力或触发的任何设备,可与本发明的实施方案一起使用。触发是指在意图进行 CPR 的情况下以任何方式改变胸腔的体

积,例如通过刺激胸腔肌肉等。

[0057] 在文献 US 4397306 中公开了同步化的高压通气与负压通气。然而,负压通气可能对患者是危险的并应当避免。

[0058] 如上述文章中所述,在现有技术中,由于增加的冠状动脉灌注,连续氧气供应是优选的。

[0059] 本发明人现已出人意料地发现,冠状动脉灌注和平均主动脉压和胸腔再充填均可通过间歇地但与压缩行程异相地提供氧气供应而得到改善。可以在压缩行程之前开始所述供应。此外,所述供应可在解压行程之前终止。

[0060] 可如下进行本发明的实施方案,参见图 9 以及图 10 和图 11。

[0061] 在如图 9 所示的实施方案中,一个周期可分为 6 个相位,每个相位约 0.1 秒的持续时间,所述图 9 显示了气体供应对时间以及胸腔压缩对时间的图。

[0062] 气体供应在相位 1 开始之前启动,然后压缩行程在相位 1 中启动。在相位 2 中,胸部被压缩且气体仍然打开。在相位 3 中终止了气体供应,并且解压行程在相位 4 中启动。在相位 5 中,胸部被解压,并且气体被关闭。在相位 6 中,启动气体并且新的周期继续。

[0063] 图 10 是来自对于猪的试验装置的图,显示了身体中不同位置处的压力,即第一曲线 I 显示右心房 11 中的压力,所述右心房 11 中的压力接近解压相位中胸腔的液压或血压,第二曲线 II 显示主动脉 18 中的压力,并且第三曲线 III 显示气管中的气体压力,即基本上是压力计 34 的读数。

[0064] 一个周期在相位“1”的开始处开始,如图 10 所示。

[0065] -1) 相位以气体供应的启动为开始,所述气体供应的启动发生在压缩行程启动之前约 0.1 秒。气管压力 (III) 和胸腔血压 (I) 稍稍增加,并且气体流入肺中而增加了肺中的气体体积。

[0066] 1) 在相位 1 中,启动了压缩行程。压缩行程相对较快,并且进行约 0.1 秒。在该相位中,主动脉中的血压和右心房中的血压基本上平行增加至约 100mmHg 的峰值,如曲线 I 和曲线 II 所示。气管的气体压力也增加,如曲线 III 所示,导致气体经气管套管的中心通道 23 流出,形成限流。气体仍经过气管套管的通道 24 供应。在该相位中,根据曲线 I 的右心房血压接近于或甚至大于根据曲线 II 的主动脉血压。根据曲线 III 的气管中的气体压力几乎为 20mmHg。

[0067] 2) 在相位 2 中,该相位为约 0.1 秒,且被称为“胸腔压缩-气体开启”(“chest compressed-gas on”),肺和主动脉中的压力相继降低,因为气体从气管套管的中心通道 23 流出。气体从肺且经气管套管的流出部分地受到气体经通道 24 的伴随的流动 (concomitant flow) 和经气管套管的中心通道 23 的流出的阻止,因为经通道 24 并然后经中心通道 23 的气流沿气管套管形成压降并可能形成文丘里效应。因此,气体的呼出由于气流仍在此相位中开放的事实而部分地受到阻止。在第二相位结束的过程中,主动脉压变成恒定在约 50mmHg。

[0068] 3) 在相位 3 中,气体供应被切断。因此,肺中的压力可被缓解,并且气体流出气管套管的中心通道 23 以减少肺中的气体体积。经过气管套管的气体流出随着肺中的气体压力降低而指数降低,直至该压力几乎为零,即等于大气压力。

[0069] 4) 在相位 4 中,启动解压行程,并且对于 mCPR 设备进行约 0.1 秒,以将胸骨移动到

其正常位置或稍稍在其上的位置。气体向内通过气管套管的中心通道 23 至肺,这通过气管压力读数 (III) 的负气压来表示。同时,主动脉血压和胸部血压短时间地降至零以下。主动脉压力退回 (recoil) 至约 30mmHg 的主动脉压力,因为主动脉瓣关闭而防止倒流,而胸部血压维持在稍稍 0mmHg 以上,该压力是右心房中盛行 (prevail) 的压力。因此,形成了约 30mmHg 的冠状动脉灌注压,并且存在约 0.2 秒,如图 6 中的箭头 Y 所示。

[0070] 5) 在相位 5 中,该相位为约 0.1 秒且被称为“胸腔压缩,气体关闭”,胸腔中的血压接近 0。因为通过 mCPR 设备对胸骨的提升,主要在第 4 相位中,肺中的气体压力将在短时间里不是负的或仅为稍稍负的。在胸部血压接近零的时间,胸部血管将用来自腔静脉的静脉血补充。体静脉血压 (systemic venous blood pressure) 为几个 mmHg,并且血液将从腔静脉经右心房和右心室流到胸主动脉,并从此进入胸部血管,目的是用待充氧的血液填充胸部和释放其在肺泡中的二氧化碳内容物。

[0071] 6) 在相位 6 中,启动气体供应,以在压缩开始之前将预定量的气体提供至肺中。

[0072] 然后,开始新的周期。

[0073] 为了获得良好的性能,应当单独地或以任意组合地考虑几个条件。

[0074] A) 为了将充氧血供应至心脏的冠状血管,重要的是冠状动脉灌注压 Y 在尽可能大的时间段中尽可能地大。

[0075] B) 为了用血液再充填胸部,重要的是胸腔中的血压在相位 4、相位 5 和相位 6 中是低的,因为经腔静脉从身体返回的血液然后可流入心脏和胸腔。如曲线 I 所示,胸腔血压接近零。

[0076] C) 为了用充氧血供应身体和器官,重要的是峰主动脉压力是大的,并且在主动脉压力曲线 II 以下的面积是大的,因为该面积与经过主动脉传递至身体的血流成比例。

[0077] D) 气管中的峰气体压力不应当超过约 30mmHg,因为这可能导致肺中出血和浮肿。气管中的最低压力不应当在大量时间中降至零以下。

[0078] 图 11 显示了对于使用连续注氧 (CIO) 的现有技术的系统的曲线,与图 10 类似。所有其他的条件是相同的。然而,如由曲线可看出,峰主动脉压力为约 75mmHg (与 110mmHg 对照),并且冠状动脉灌注压仅为约 20mmHg (与 30mmHg 对照)。第五相位中的主动脉压力仅为约 22mmHg (与 30mmHg 对照)。第二相位中的峰气管气体压力为约 30mmHg (与 20mmHg 对照)。

[0079] 因此,图 10 中显示的实施方案与图 11 中显示的现有技术的实施方案相比更优越和更安全。

[0080] 气体供应可以是氧气。然而,在其他实施方案中,氧气供应可由任何合适的气体混合物的供应而代替,例如标准空气或用氧气补充的空气或任何气体混合物。

[0081] 所述气体可包括治疗剂或药物 (pharmaca)。药剂可在气体中雾化。这样的药剂可包括硫酸氢盐、肾上腺激素 (epinephrine)、肾上腺素 (adrenaline)、去甲肾上腺素 (norepinephrine)、降肾上腺素 (noradrenalin)、胺碘酮、可达龙、利多卡因、氯胺酮、氧化亚氮等。这样的药剂还可经单独的通道递送。

[0082] 机械心肺复苏 mCPR 可在没有主动解压下进行,以便可以发生通过肋骨的正常解压和胸腔的回弹。还可使用手动压缩。

[0083] 不同相位的长度可不同于上述的长度。

[0084] 相位 6 可以是在 0.01 秒和 0.2 秒之间,取决于用气体填充肺的效率如何。相位 1 的重要性在于,肺应当用足量的气体填充以便它们在压缩行程中对心脏和胸腔施加足够的反压力。气体供应应当尽可能晚地发生,目的是给予胸腔充足的时间以再充填。

[0085] 另一个考虑因素是,应当供应足量的氧气以便肺中的血液可被充分地充氧。已发现,平均约 15 升每分钟的氧气供应对于充氧的目的是足够的。

[0086] 因为在周期的一半中供应氧气,所以该供应将是 30l/min,对应于 50ml 每 0.1 秒。因为空气基本上仅在相位 6 中进入肺,所以将用约 50ml 每周期来供应肺。因为每分钟有约 100 个周期,并且因为正常的呼吸频率为约每分钟 10 次,这对应于每次正常的呼吸吸入约 0.5 升。如果仅供应氧气,这对于向肺中的血液充氧是足够量的,即使考虑高达 25ml 的死腔可能在支气管中盛行的事实。

[0087] 气体供应会将气体引入肺中,相信这将在下一个相位 1 和相位 2 中增加峰主动脉压力(II)。因此,在相位 6 中引入大量的气体是有利的。然而,引入的气体的量不应当太大,在以下比较。已发现,如果相位 6 具有约 0.1 秒的持续时间且气体供应为约 30l/min,则可获得良好的平衡。因为气管套管在近端 25 是对大气开放的,因此一部分供应的气体将传递出到大气中。然而,如果肺中的压力足够低,则相当数量的供应的气体将被递送至肺。此外,气体经具有小横截面积的通道 24 递送,这意味着供应的气体在向着肺的方向上具有相当大的速度。

[0088] 因为气体还在相位 1 和相位 2 中供应,所以在相位 1 和相位 2 中,支气管中的气体将被阻止传递到周围大气中,如以上所说明。此外,气管套管将用气体填充,所述气体可以是氧气。因此,气管套管将不对死腔起作用,但其可被看作是气管套管的远端直接连接至大气而没有死腔。

[0089] 将氧气供应至肺并将二氧化碳从肺中除去基本上是通过两种机制。

[0090] 气体(氧气)流入肺和流出肺将使二氧化碳在一个方向上(出)而氧气在另一个方向上(入)对流。

[0091] 肺中的任何二氧化碳还将因为任何浓度差而从肺向支气管和气管套管扩散。只要氧气存在于气管套管的远端,则存在二氧化碳的大的浓度差,导致即使没有任何气流也有很多二氧化碳被运输出肺。同样地,如果浓度差存在,则氧气将通过扩散被运输至肺。

[0092] 为了减少死腔,气管套管应当安排成靠近脊或支气管之间的结合处,例如在支气管上 1-3cm 处。在另一实施方案中,气管套管可包括部分延伸至支气管中的套管部分,而固定气管导管的气囊安排在气管中。

[0093] 如图 14 所示,气管套管 81 可设置有两个通道 84 和 85,用于气体供应,对着支气管 82 和 83 开放。从每个通道的孔放出的气体将在向着相应的支气管的方向(如箭头 86 和 87 所示)具有很高的速度(substantial velocity)。因此,气体将更容易进入支气管和肺,目的是在相位 6 中用气体填充肺。

[0094] 气管套管如何在远端 22 和气囊 26 以上延伸是不重要的。因此,气管套管可通过口、通过鼻并经过声带,或通过安排在咽中的孔而引入。

[0095] 在另一实施方案中,气管套管可以是仅具有一个中心通道和用于膨胀气囊的通道的常规的气管套管。在这种情况下,可通过置于中心通道内的单独的小充气管而将气体(氧气)供应至气管套管的远端。在气管套管内部,充气管应当在气管套管的远端之前的不

远处开放。

[0096] 在又一实施方案中,不存在气管套管。相反,将气体供应管尽可能远地插入,以便气体供应管的远端刚好在气管与支气管之间的结合处以上的位置开放,如图 2 所示,其中管 21 是单腔管 (single lumen tube),可能带有用于压力计的第二腔。将气体供应至气体供应管的近端,用于气体的吸入,并且气管用于气体的呼出。气体供应管可在与正常人的气管长度相对应的位置包括标记物。当气体供应管被插入到该标记物时,使用者知道远端按照所需被定位在支气管附近。因为基本上不发生经过气管的吸入,因此气管的死体积被除去了。气体供应管可以两个稍稍导向侧面的管口结束,如图 14 中所示,目的是进一步促进气体的快速吸入。

[0097] 当胸腔中的压力较高并且当“气体开启”时,一些气体在相位 1 和 2 中从肺中被除去。然而,大部分气体在相位 3 中被除去,见以下。足量的气体在相位 4(解压)之前被除去是重要的,以便肺中的压力可在胸腔自发地或通过主动解压而退回之前朝着零的方向降低。在相位 4 和 5 以及在大部分以下的相位 6 中,肺中的零压力将确保经过冠状血管的高灌注压,如图 10 中的箭头 Y 所示。此外,因为全身静脉压仅为几个 mmHg,例如 10mmHg 以下,因此只有当胸腔血压几乎为零时胸腔才由静脉血补充。因此,尽可能低地保持低胸腔压力是重要的,这导致在相位 1 中可供应的气体的量的限制。如果供应过多气体,倘若如此供应的气体不能在相位 1、相位 2 和相位 3 中被除去到足够的程度,则低压将会较高。

[0098] 如果需要大量气体,则可使相位 6 更长,例如高达约 0.2 秒。可选择地或另外,可增加气体供应速度。在压缩行程之前进入肺中的气体越多,主动脉压力在压缩行程中将越高。高主动脉压力将被心脏外部的血液循环系统平衡 (average),例如循环至大器官和脑的血液。上压力可以是约 100mmHg,如图 10 所示。另一方面,过多的气体可能在随后的相位中不能被呼出,使肺扩张并阻止静脉血回流。对于进一步的可选方案,见以下。在相位 6 中,气体供应可以在 30ml 至 70ml 之间,例如在 40ml 至 60ml 之间,例如 50ml。气体供应还取决于周期时间,高周期时间可为相位 1 中更多气体的供应提供充足的时间。

[0099] 相位 1 为约 0.1 秒,并且应当如条件所允许尽可能得快。如果压缩速度过低,则上压力将较低。然而,相位 1 不应当过短以至于胸腔和内脏受损。压缩相位的行程可以是前-后 (anterior-posterior) 胸腔直径的约 20% 以便胸腔被充分地压缩。该行程不应当太大以至于胸腔和心脏被过分压缩,但应当这样大以便胸腔中的血液基本上从心脏移出至主动脉。

[0100] 相位 2 或“胸腔压缩,气体开启”,可以在 0.1 秒和 0.3 秒之间。该相位是用于将血液移出心脏和胸腔。

[0101] 血液移出到主动脉存在两个原因,心脏的物理压缩,导致心脏-泵送-机制 (cardiac-pump-mechanism); 和胸腔中增加的静水压力,导致胸腔-泵送-机制。

[0102] 为了使两种机制都有效,需要胸腔在解压相位中用血液来补充,如下进一步讨论。

[0103] 应当注意,某些哺乳动物不具有心脏-泵送-机制,仅有胸腔-泵送-机制,例如猪。相信在人类中两种机制都在使用。

[0104] 相位 3 用于气体从肺中的呼出。通过关闭气体供应,气管中的气体压力被降低,并且肺中的气体可被呼出,这确保了在下一相位中更好的静脉血回流和胸腔填充。相位 3 在 0.02 秒和 0.2 秒之间,以允许肺中的气体体积在下一相位前降低。与在相位 6 中呼出的气

体相同的体积应当在相位 3 中被呼出,例如约 50ml。

[0105] 相位 4 应当尽可能短。通过使用主动解压,肺中的压力降低可能很大。然而,对于延长的一定时间,肺中的压力基本上不应当低于零。当胸腔中的压力减少至接近零时,左心室中的压力也将被降低,并且血液将趋向于经主动脉瓣流入左心室。然而,主动脉瓣是闭合的并将阻止这样的流动。来自腔静脉的静脉血将开始进入左心房、左心室并传递至胸腔和肺中以充氧。

[0106] 在相位 4 和相位 5 中,左心房和右心房将具有低压,并将用分别来自循环系统的血液(经腔静脉)和来自肺静脉的血液来填充。血液还将在心脏的每一侧从心房流入心室。

[0107] 在相位 5 和随后的相位 6 中,在主动脉和右心房之间存在相当大的压差,这将导致对冠状动脉的灌注,从而用充氧血供应心脏。

[0108] 相位 5 或“胸腔解压,气体关闭”可以从约 0.05 秒至约 0.2 秒。

[0109] 总之,通过在压缩行程之前启动气体供应,主动脉中的上压力将被放大。此外,从心脏流出至主动脉的体积流动将更大。

[0110] 此外,通过在解压行程之前停止气体供应,肺中的气体体积将被降低,导致胸腔/肺中的低压和经腔静脉的胸腔的快速再充填。另外,冠状动脉灌注压将很大。

[0111] 当气体供应至肺时,胸腔的再充填在相位 6 中稍稍减少,因为胸腔/肺的压力稍稍增加。由于静脉血回流压力较低,胸腔/肺中的压力的任何增加将对该再充填具有很大影响。因此,气体的开始应当尽可能长地推迟,并应当尽可能高速地发生,见图 5 和图 13。

[0112] 因此,在维持生理学安全性的情况下获得了更有效的心肺复苏,这可导致对患有心脏停搏的患者更好的结果。

[0113] 如果以上所述的气体供应设备和方法与以上提及的 LUCAS 型机械心肺复苏设备一起使用,则所述设备基本上具有 5 个可调节的参数,即压缩深度、压缩力和解压缩力(force of decompression)以及压缩时间和解压缩时间(time of decompression)。

[0114] 压缩深度应当为经胸腔的垂直距离的约 20%,但可从约 10%至约 30%变化。较大的压缩深度可导致较大的主动脉流动,条件是胸腔被适当地再充填。

[0115] 压缩力决定相位 1 的开始,并且应当尽可能地大以获得尽可能快速的行程而不会对肋骨或内脏造成损伤。

[0116] 解压缩力决定相位 4 的开始,并且应当尽可能地大以获得尽可能快速的行程而不会造成损伤。

[0117] 压缩时间是相位 1、2 和 3 的合并的时间。

[0118] 解压缩时间是相位 4、5 和 6 的合并的时间。

[0119] 压缩时间和解压缩时间可以相等且每个均为约 0.3 秒,以导致 100 周期每分钟的周期时间。例如,如果基本上在相位 6 中吸入的气体体积变得大于基本上在相位 3 中呼出的气体体积,则解压缩时间可被延长且压缩时间可被缩短,并且反之亦然。

[0120] 此外,可调整周期时间,例如在 60 至 120 周期每分钟。

[0121] 因此,mCPR 设备和气体供应设备的参数可以按不同方式结合,以提供优越的最终结果。

[0122] 当使用机械 CPR 设备时,根据本发明的计时可基于从 mCPR 设备接收的信号来确定。

[0123] 在图 8 中,显示了气管套管 22 的远端 25 的可选择的实施方案。气管套管的目的是产生收缩物 (constriction),所述收缩物减少相位 1 和相位 2 中的呼出并减少相位 4 和相位 5 中的吸入。所述收缩物还应当平衡吸入 (主要在相位 6 中) 和呼出 (主要在相位 3 中),以便获得平衡,其中在相位 3 的结尾和在相位 4 和相位 5 中,肺部压力足够低以允许胸腔的完全补充。

[0124] 此外,相位 1 和相位 2 中的呼出通过气体供应开启的事实而被减少。因此,供应的气体必须经气管套管与来自肺的气体一起传递出去。

[0125] 吸入体积主要由相位 6 的长度和供应的气体流速来控制。呼出体积基本上由相位 3 的时间和收缩物来控制。

[0126] 为了获得适当的平衡,可对气管套管的出口孔提供可调的收缩物 38,所述可调的收缩物 38 被控制以便获得所期望的性能。该控制可通过计算机 30 而发生,所述计算机 30 接收输入参数、35、37 供应的气体的流速和经气管套管流出的气体的流速 (通过流量计 49 测量)。此外,二氧化碳测量仪 39 可安排用于测量二氧化碳的流出,目的是证实患者被适当地通气。这样的二氧化碳测量仪 39 可以是二氧化碳分压计 (partial pressure meter),其输出信号被整合以显示二氧化碳的总量。在本实施方案中,收缩物 38 被调节为相对固定不变的值,该值基本上在整个周期中恒定。通过使收缩物 38 更小,在相位 6 中供应的气体更多,并且在相位 1、2 和 3 中除去的气体更少。通过调节基本上是相位 6 和相位 3 的计时,气体平衡也受到影响。因此,可使相位 3 更长,目的是降低解压相位中胸腔 / 肺压力,并促进胸腔用血液再充填。使相位 3 更长是以相位 2 为代价的 (相位 2 的缩短),以便总周期时间不改变。

[0127] 在可选择的实施方案中,收缩物 38 与 mCPR 同步操作。操作周期可如图 12 中所示。在相位 1 之前,供应气体并关闭收缩物 38,以便所有气体进入肺。在相位 1 和相位 2 中,气体供应被停止而收缩物仍关闭。因此,胸腔与周围大气隔离,并且气体体积将支持压缩中的高主动脉峰值压力。在相位 3 中,打开收缩物以允许气体被呼出直至压力降低。在相位 4 和相位 5 中,关闭收缩物以阻止气体被吸入肺中,目的是维持肺中的低压。

[0128] 以如下方式控制操作。控制气体供应速度和相位 6 的时间,以便最大的气管压力尽可能高但仍低于 30mmHg,例如约 25mmHg。这将确保在压缩相位中的高血压。控制相位 3 中的气体呼出,以便在右心房中获得接近零的低压,例如低于 5mmHg,如低于 2mmHg。通过在气管套管中具有尽可能大的面积和通过延长相位 3 的持续时间而放大气体呼出。主动脉瓣一具有关闭的趋势时或稍稍更早时就立即开始相位 3。因此,相位 2 可被缩短而相位 3 被延长。在一个实施方案中,相位 2 可基本上为零,以便相位 3 几乎紧随相位 1 之后。

[0129] 因为当收缩物 38 被关闭时供应气体,所以在可选择的实施方案中,气体可被直接供应至中心通道 23。因此,不需要单独的气体供应通道 24,而仅需要压力测量通道 28 和气囊以及气囊通道 27。然而,在这种情况下,中心通道 23 的体积被添加到支气管的“死腔”中。如果中心通道 23 是狭窄的,这可能是可接受的。

[0130] 可通过在收缩物 38 打开时供应气体而放大气体的呼出。在这种情况下,气体应当经过被导向管的近端的孔而递送。这样,气体将通过所述管流出并在支气管中产生气体的抽吸。

[0131] 在图 9 和图 12 中,以方波显示气体供应。然而,气体供应可具有任何形状,例如正

弦曲线的形状或具有或多或少的倾斜边缘的形状。在图 5 和图 13 中显示了至少在相位 6 中具有更多的正弦曲线的气体供应的实施方案。气体源 35 被连接至恒流量阀 37, 该恒流量阀 37 被调节为所期望的平均气流, 例如 15l/min。流量阀 37 连接至切换阀 36, 用于按照图 9 中的图来打开和关闭气体供应。在流量阀 37 和切换阀 36 之间安排了具有橡胶气囊性质的缓冲器 (accumulator) 40, 所述橡胶气囊可膨胀和收缩并在膨胀时产生预定的压力。在相位 3、4 和 5 中, 当切换阀 36 关闭时, 压力在缓冲器 40 中逐渐形成。当切换阀 36 在相位 6 开始而被打开时, 高压在缓冲器 40 中盛行, 并且在相位 6 中获得气体的快速供应。然后, 在相位 1 和相位 2 中, 流速被减少至由流量阀 37 所调节的流速。气体供应速度在图 13 中显示。流速的精确分布可通过缓冲器 40 的弹性和结合气管套管中的气体供应通道的横断面面积调节缓冲器中逐渐形成的压力来控制。

[0132] 周期的计时可通过依赖于压力计 34 的测量的计算机 30 来控制, 所述压力计 34 测量气管套管的远端 22 的气体压力。

[0133] 可对计算机 30 编程, 以当在相位 1 中压力计 34 下降至最大气体压力的 70% 以下时, 启动相位 3, 即开启收缩物 38。

[0134] 此外, 可对计算机 30 编程以依赖于相位 5 中的最低气体压力而启动相位 6。可对计算机 30 编程以便相位 6 至少为很短的时间, 例如 0.01 秒。如果在相位 5 中压力计 34 的压力低于 3mmHg, 则所述时间可同步延长, 直至压力变成 3mmHg 或所期望的值。

[0135] 以上实施方案意图通过在压缩行程之前提供气体供应和 / 或在解压行程之前提供气体的去除而产生尽可能有效的任何特定的 mCPR 设备。然而, 该过程的生理学结果还依赖于特定 mCPR 设备的操作, 例如周期率和压缩深度。在以上所述的 LUCAS 型机械心肺复苏设备中, 压缩深度通常为约 20%, 且周期率为约 100 行程每分钟。周期率可被调节至高达 120 行程每分钟或低至 60 行程每分钟。这样的周期率将影响气体的供应和去除的计时。此外, 压缩深度也将影响气体的供应和去除的计时。

[0136] 还可调节计算机 30 以影响 mCPR 设备。因此, 当胸腔 / 肺已适当通气时, 例如当气管套管中的压力已减少至特定的值 (例如最大值的 10%) 时, 可安排计算机来开始解压相位 4。

[0137] 压缩相位的启动可通过计算机例如依赖于主动脉中的血流而可选择地控制, 所述血流可通过来自体外的超声 - 多普勒 - 探头或通过由血压计 71 和 72 测量的血管压力来测量, 见图 1。因此, 计算机可控制周期时间, 以便获得最大主动脉血流。

[0138] 可安排计算机 30 以基于图 8 的实施方案和采用主动脉流量计而如下操作组合的气体供应设备和 mCPR 设备。

[0139] 相位 6 开始于气体供应的开口。在第一预定时间之后或在预定的气体体积已被吸入之后停止气体供应, 并且开始压缩行程。测量并整合主动脉流量。监测压力计 34 的气体压力, 并且当该压力已减少至 70% 最大读数时, 开启收缩物 39。当压力达到 20% 最大读数时, 开始解压行程。测量约 0.1 秒后的解压缩力。如下调节下一周期:

[0140] 如果最大压缩力低于 100mmHg, 则增加气体供应时间, 目的是在下一周期中将更多的气体吸入到肺中。

[0141] 如果解压压力为 5mmHg 以上, 则将收缩物的开放时间调节至较高的值, 例如 80% 最大读数, 和 / 或延迟压缩行程的开始, 例如延迟至 10% 最大读数。如果这样不够, 则减少

气体供应时间,目的是在下一周期中更少的气体吸入到肺中。

[0142] 调节周期时间,以便主动脉流速被最大化。这可通过逐步调节 CPR 设备的周期时间来完成,以找到哪个周期时间产生最大主动脉流量。如果周期时间过短,则胸腔将没有足够的时间用来自腔静脉的血液来补充,而如果周期时间过长,则泵冲程变得效率低下。

[0143] 此外,当主动脉瓣关闭并且存在冠状动脉灌注流动时,调节解压中的时间以便其足够长。

[0144] 在可选择的实施方案中,可依赖于对导管的测量而控制计算机,所述导管被引入动脉(如臂动脉)并且测量血压。所述导管可进一步插入到动脉中,目的是更靠近主动脉。除了动脉压,导管可测量血液中的氧气和二氧化碳的量。

[0145] 在压缩中的最大动脉压和在解压中的最小动脉压可用于控制以上提及的时间。因此,如果最大压力过低,则这表明供应的气体体积应当增加。如果最小压力过高,则这表明气体的去除不充分,并且呼出时间应当被延长和/或气体体积应当被减少。动脉压可通过插入动脉血管系统中的导管由动脉压力计 71 来测量,例如邻近主动脉 18 的导管,如图 1 中所示。此外,静脉血回流压力可通过插入静脉血管系统中的导管如由静脉压力计 72 所示来测量,例如邻近腔静脉 12 的导管。

[0146] 此外,测量导管的氧饱和水平和二氧化碳浓度可用于提供氧气供应不充分和二氧化碳去除不充分的指示。如果氧饱和水平过低,则具有氧气性质的气体的供应应当增加。如果二氧化碳的去除不充分,则可增加周期时间,以便在每个周期中更大的气体体积被交换。

[0147] 在上述说明中,气体供应周期在肺复苏周期之前有偏移,例如 20%之前。因为操作是循环的,因此气体供应周期可以说是在肺周期之后有偏移,例如 80%之后。两种模式是相同的。

[0148] 在一个实施方案中,气体供应周期是相对于 CPR 设备的压缩行程开始的时间点(time instance)而定义的。在两个压缩行程的开始之间的时间被定义为具有 100%的持续时间。然后,气体供应在 75%至 98%的时间点开始,这相当于压缩行程之前 25%至 2%。如果周期时间为 0.6 秒,则该定义对应于在压缩行程的开始之前 0.15 秒至 0.012 秒,相当于压缩行程的开始之后 0.45 秒至 0.588 秒。在本实施方案中,气体供应可在周期时间的 10%至 60%之后被终止。可选择地,气体供应在已供应了预定量的气体时终止。

[0149] 气体供应周期还可以相对于解压行程的开始来定义,所述解压行程的开始相当于压缩行程被终止的时候。在此情况下,气体供应在 25%至 48%的时间点开始。

[0150] 气体供应在前一压缩行程的终止与当前压缩行程的开始之间一半的时间之后以及在当前压缩行程的开始之前开始。

[0151] 本实施方案可通过 CPR 设备来控制,如果该设备是机械地操作。启动压缩行程的信号和/或终止压缩行程的信号可用于同步化的目的,如上概述。

[0152] 在另一情况下,以上实施方案通过开关板 74 来控制,见图 2,该开关板安排在患者的胸骨和 CPR 设备的压力垫之间。当压力施加在压力板上时,开关被触发,并且当移除压力时,开关被解除(deactivate)。这种信号可用于同步化。所述压力垫可用于任何类型的 CPR 设备,包括对胸腔的手动压缩。

[0153] 在另一实施方案中,气体供应周期是相对于压力计的读数而定义的,所述压力计连接至气体供应管的远端。如图 10 可看出,气管压力具有最大峰值和最小峰值。这些峰值

是由于压缩行程的启动和压缩行程的终止,但被稍稍延迟。使用压力计而同步化的设备可以按如下方式操作。气体供应被触发,并且 CPR 设备被触发。当测量到第一最大峰值时,不采取行动,直至测量到下一个峰值。现在,以两个连续的值峰之间的持续时间而测定了周期时间。可能存在接受周期时间的资格,例如它在 0.5 秒和 1.5 秒之间,并且峰值在 15mmHg 以上等。然后,操作气体供应以便终止气体供应,并然后在 65%至 88%的时间点再次触发。这是基于相对于压缩行程启动的峰值压力 10%的延迟而计算的。气体供应在气体供应的触发之后 15%至 50%终止,或在预定量的气体的递送之后终止。当周期确定时,可调整精确计时,以便在与获得胸腔的适当的再充填的同时获得高主动脉压力并且获得高灌注压。由于气体供应将导致压力计的增加,这样的气体供应不得解释为峰值。

[0154] 气体供应可以可选择地或另外地与最小峰值读数同步化,所述最小峰值读数发生在压缩行程终止之后一段时间。在某些实施方案中,这种同步化方法可以是可靠的并且产生良好结果。这种情况下,气体供应在 15%至 38%开始,条件是最小峰值相对于压缩行程的终止延迟约 10%。如果发现最小峰值和 / 或最大峰值被延迟小于 10%或大于 10%,则数字 (figure) 应当相应地去适应。应当确定这样的延迟,用于使用的特定设备。在本实施方案中,气体供应设备是完全独立于任何 CPR 设备的,并可在任何类型的肺复苏术中使用,其中胸腔的压缩周期性地进行的。

[0155] 将气体供应与胸腔压缩同步化的另一方式是使用安排在气管套管的近端 (或只要使用气体供应管并且呼出是经气管发生时则邻近口) 的流量计,该流量计在经过气管套管以最大和 / 或最小流出时测量。这些流动最小值或最大值与压力计的相应峰值压力读数相对良好地同步化,因此相同的原理适用于以上所示的。

[0156] 相同类型的考虑适用于当气体供应应当被终止时。气体供应的终止可与压缩周期以任何上述方式同步化。如果控制气体供应以终止气体供应,则气体可在之后再次开始。

[0157] 因此,可存在开始气体供应的主动同步化或终止气体供应的主动同步化或两者。

[0158] 可基于压缩行程的开始或压缩行程的终止 (相当于解压行程的开始) 或两者而发生同步化。同步化还可基于气管中的压力或与胸腔或胸骨或心脏的压缩和 / 或解压相关的其他可测量的参数而发生。

[0159] 更多的同步化的方法为,将压力计插入到诸如动脉系统的血管系统中,并根据上述原理使用该压力计,用于同步化的目的。

[0160] 在权利要求书中,术语“包括 / 包括” (“comprises/comprising”) 不排除其他元素或步骤的存在。此外,虽然单独地列出了,但多种装置、元素或方法步骤可通过例如单个单元来实施。此外,虽然单独的特征可包括在不同的权利要求中,但这些可能有利地合并,并且在不同权利要求中的内含物不意味着特征的合并不可行和 / 或有利。另外,单数的参考不排除复数。术语“一” (“a”)、“一” (“an”)、“第一”、“第二”等不排除复数。在权利要求书中提供参考标记仅作为理解的实例并且不应当解释为以任何方式限制权利要求的范围。

[0161] 虽然参照特定实施方案在以上描述了本发明,但本发明不意图被限制于本文提出的特定形式。相反,本发明仅由所附权利要求书限制,并且不同于以上细节的其他实施方案在这些所附权利要求的范围内是同样可能的。

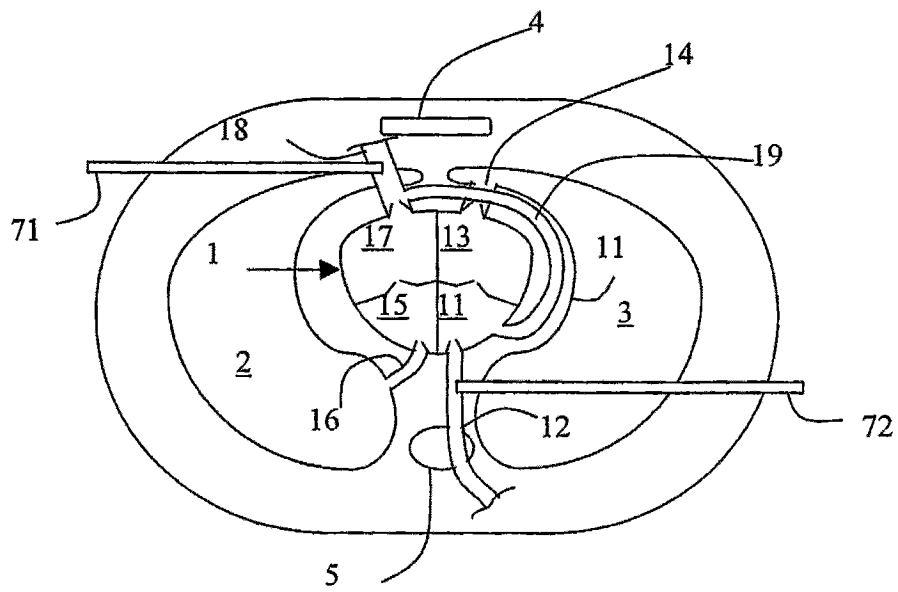


图 1

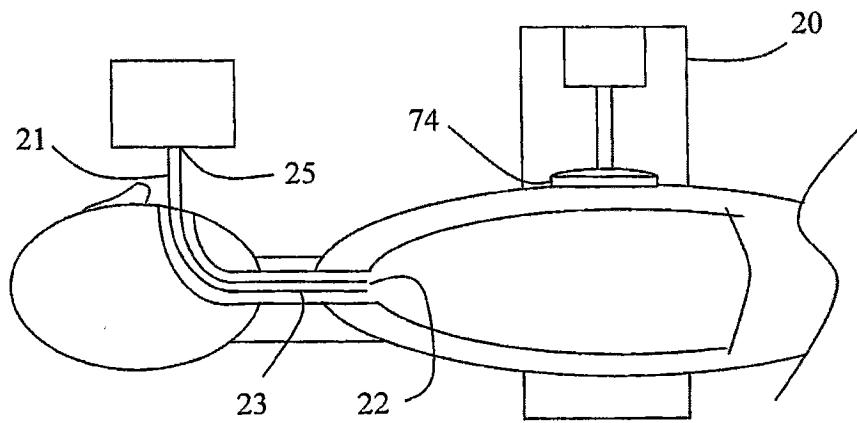


图 2

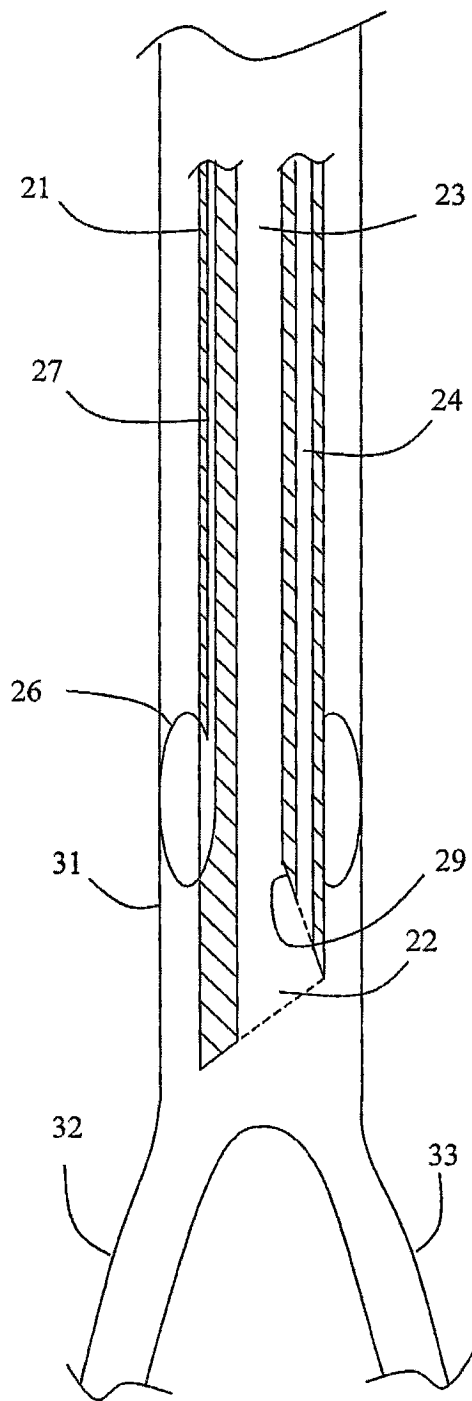


图 3

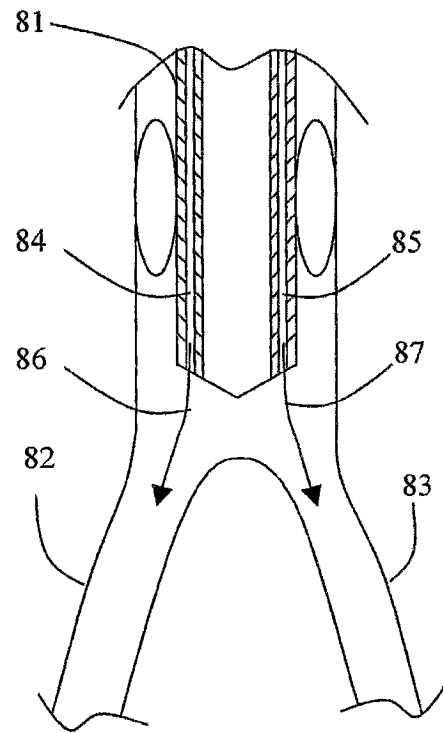


图 14

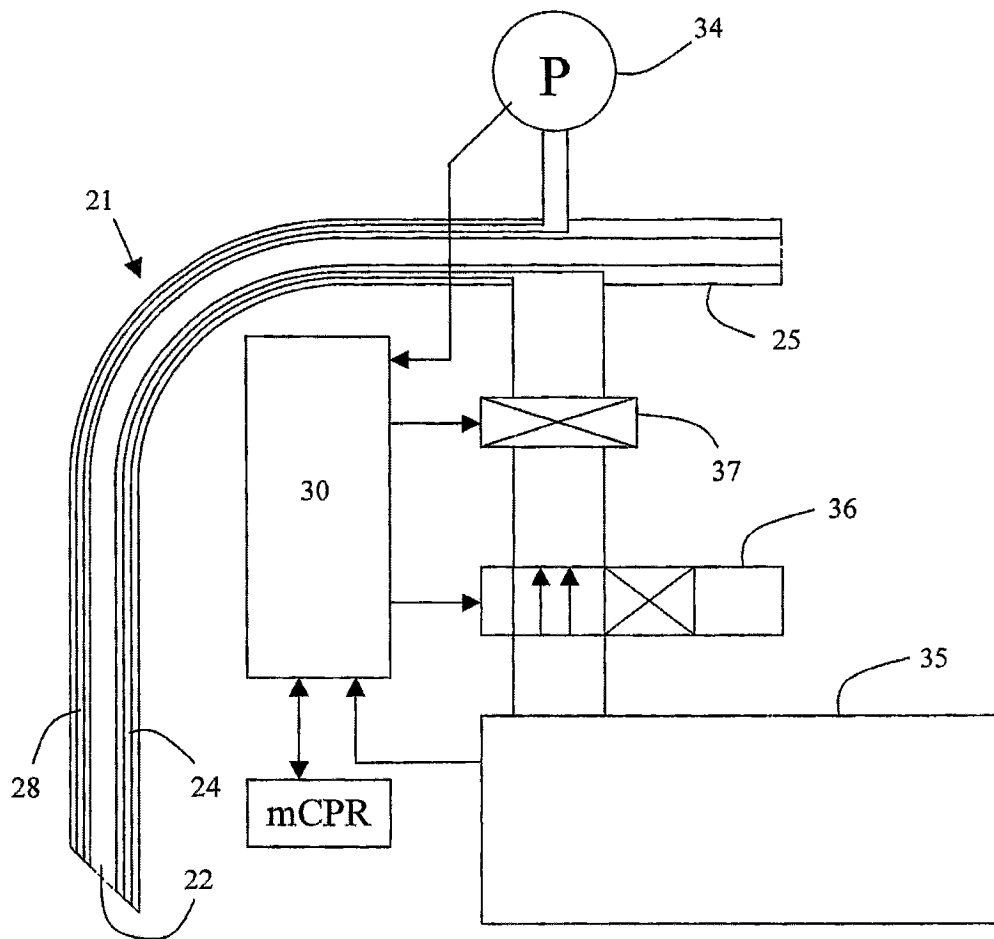


图 4

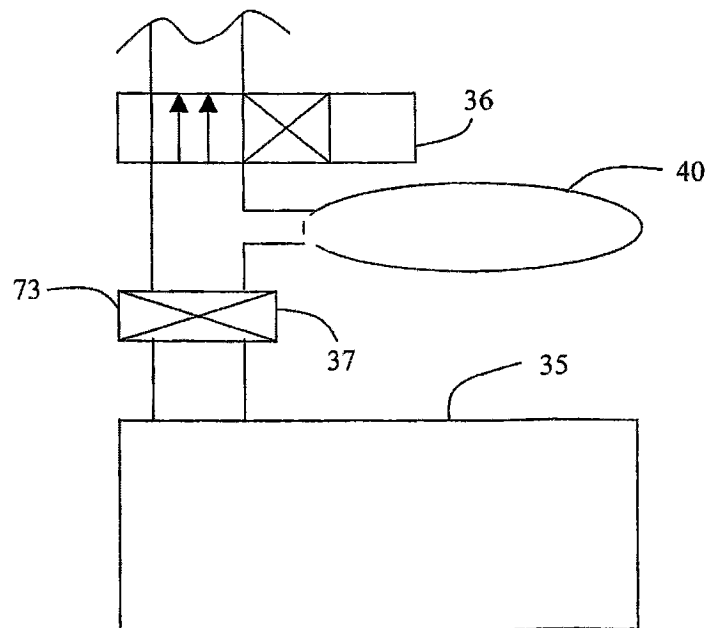


图 5

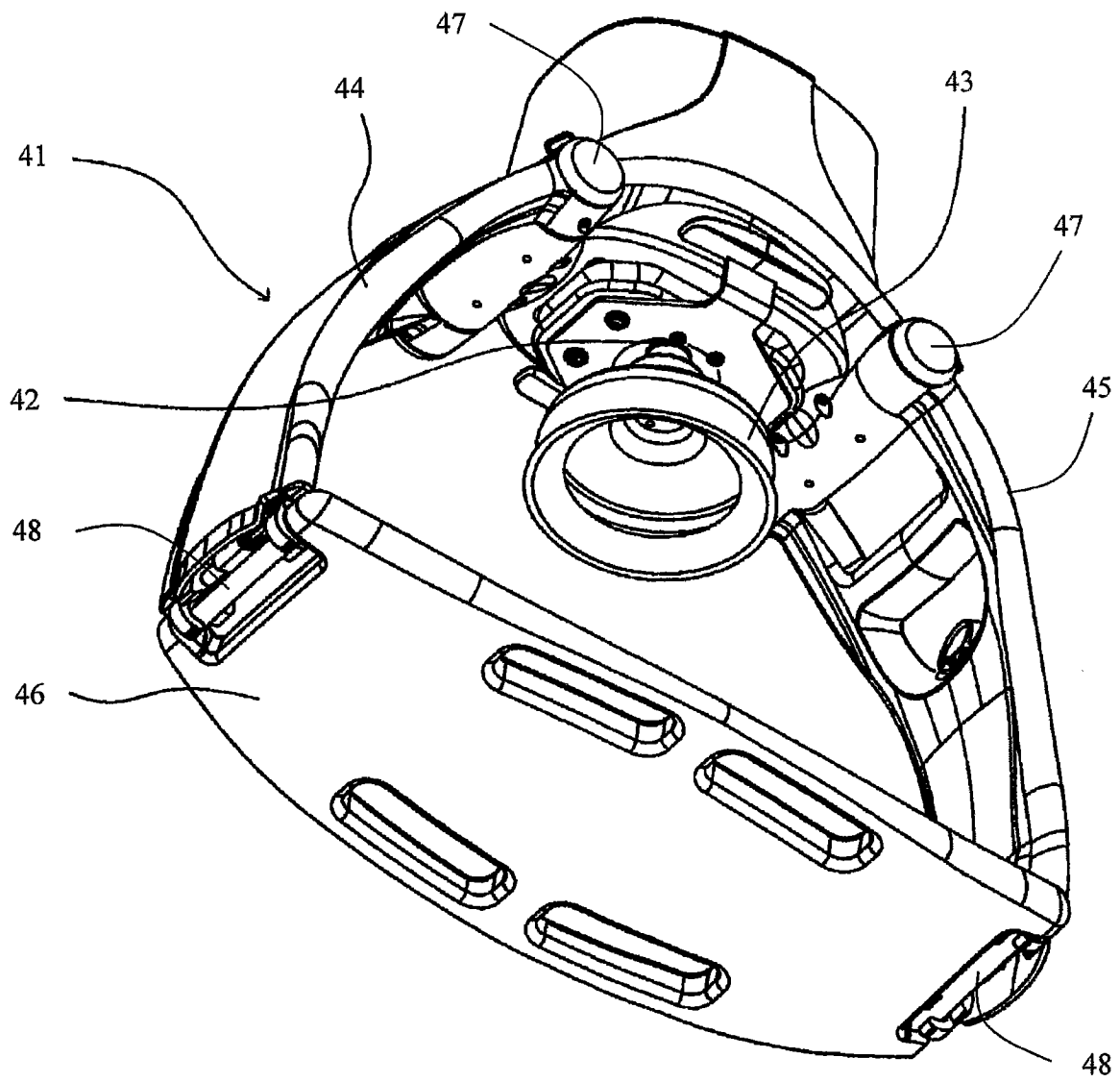


图 6

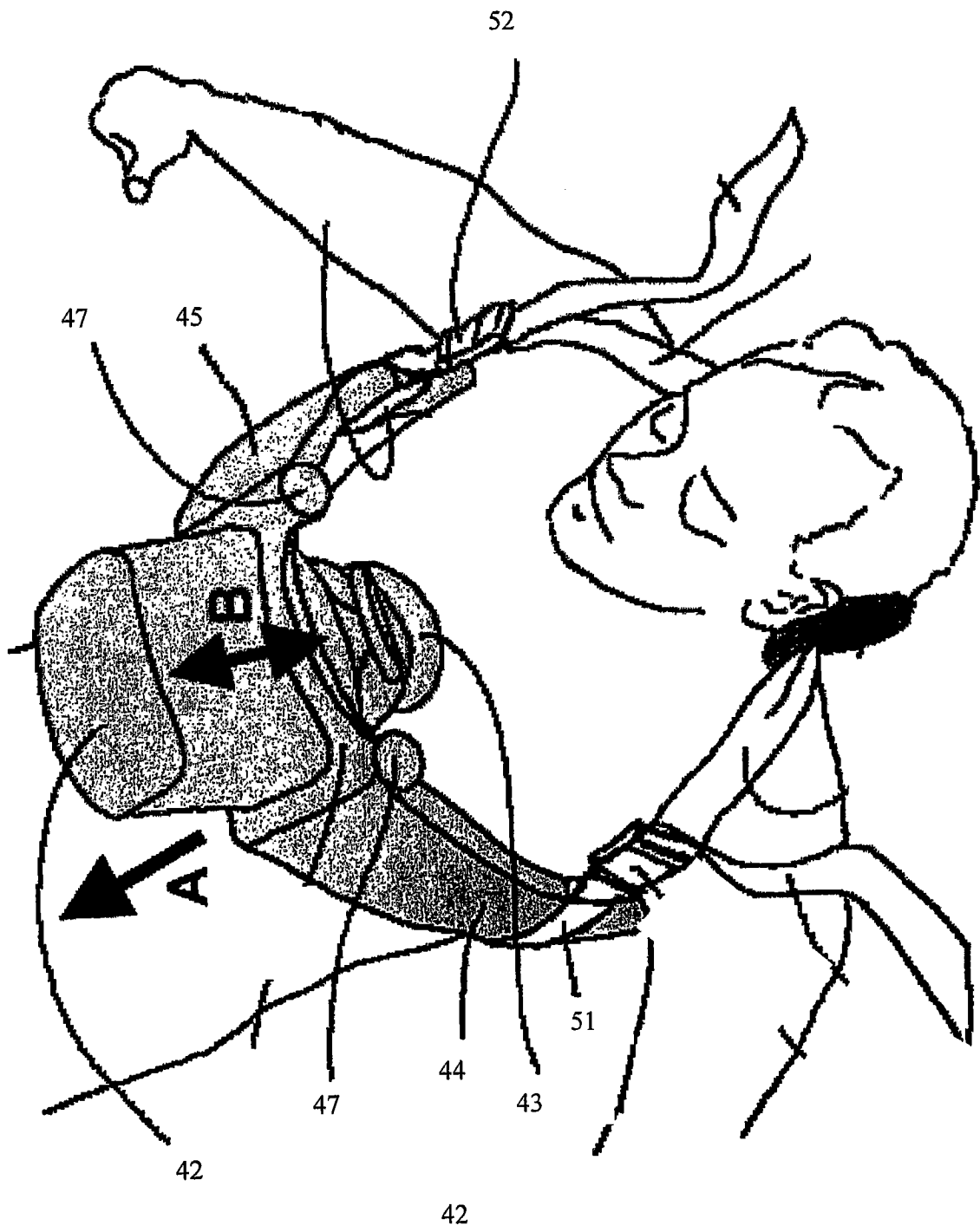


图 7

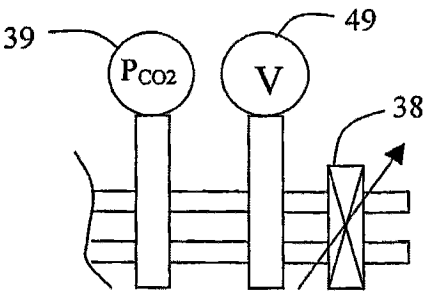


图 8

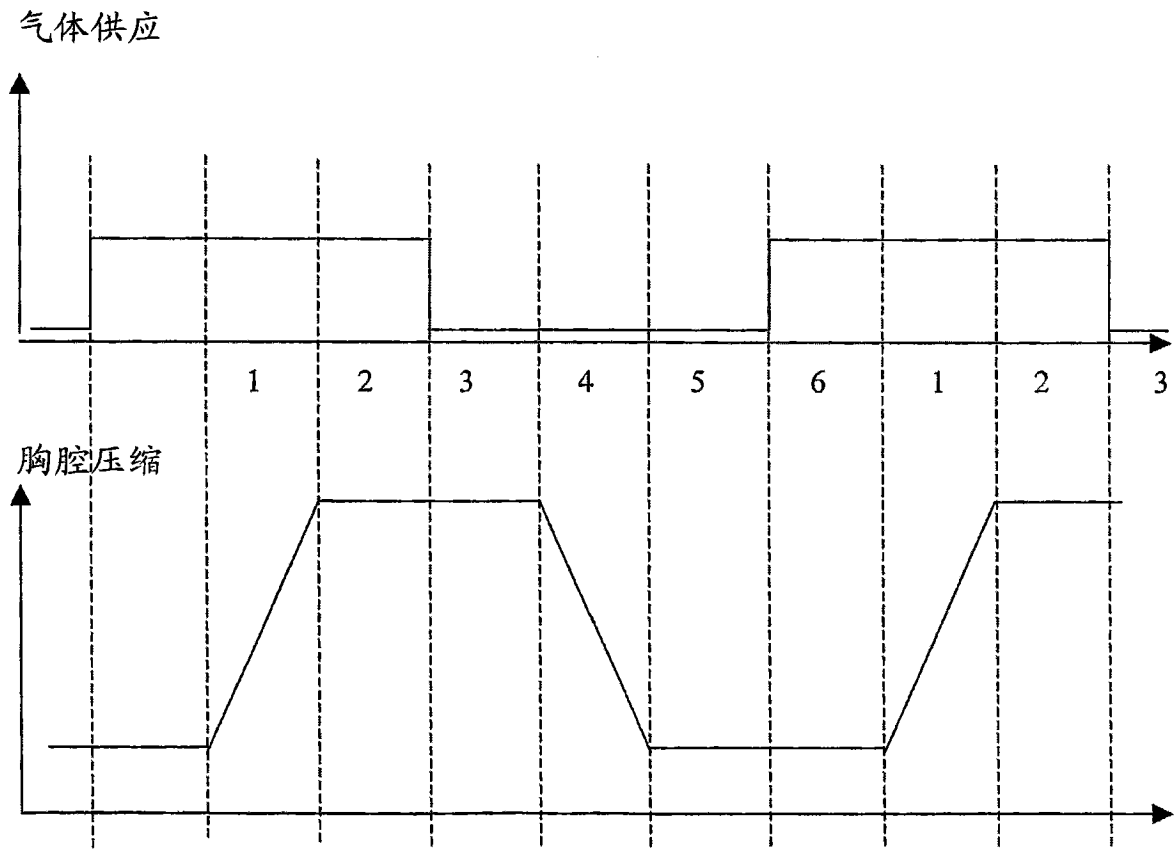


图 9

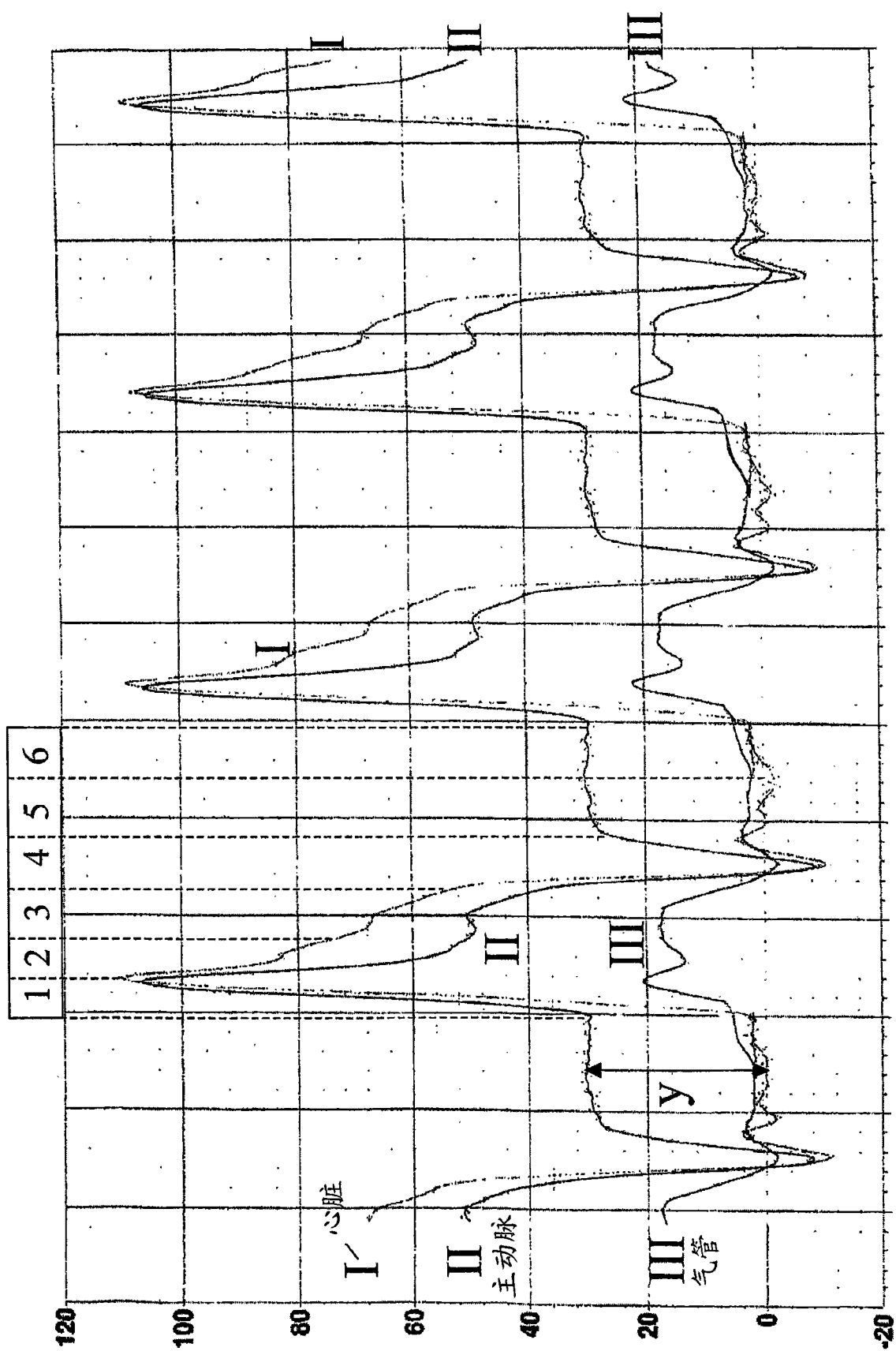


图 10

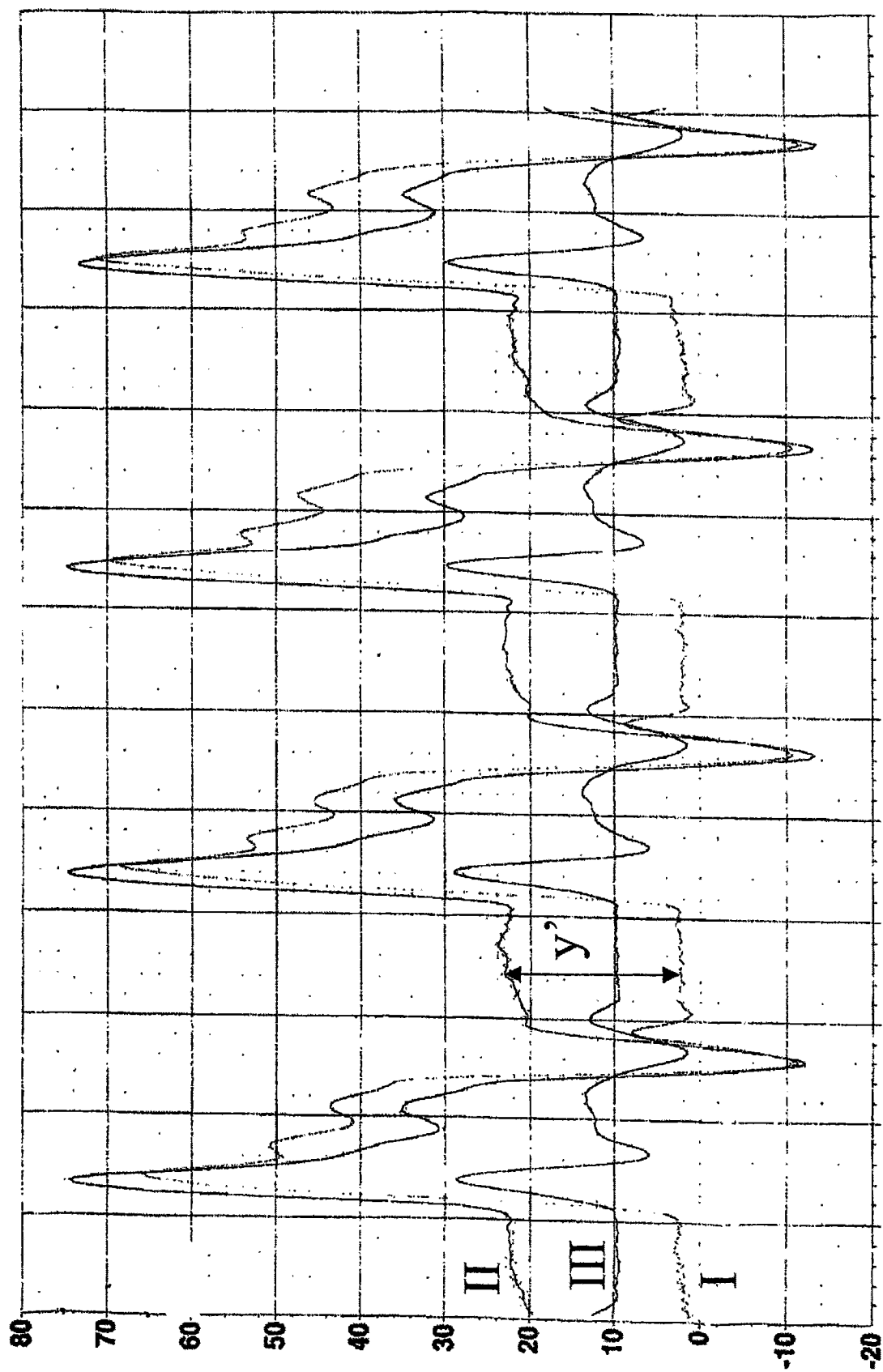


图 11

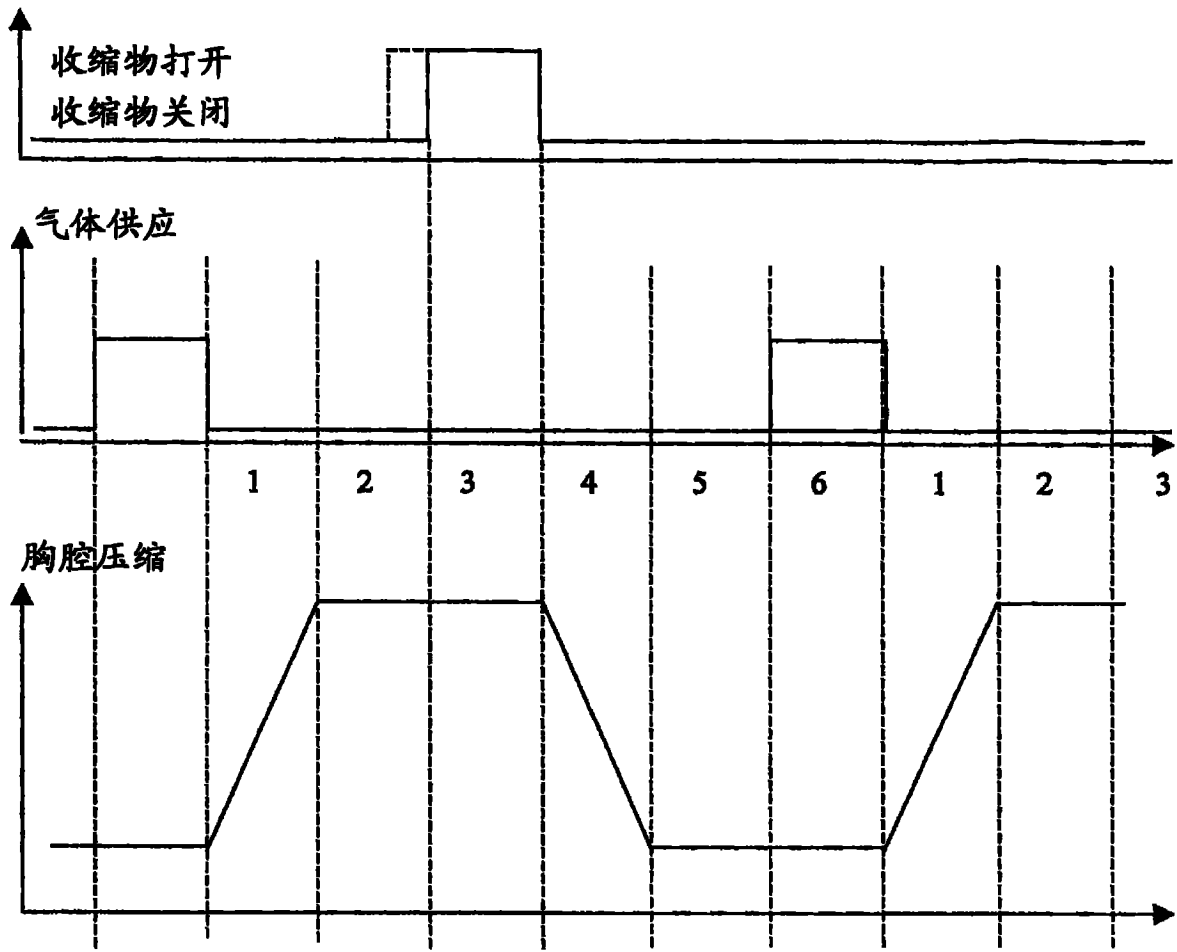


图 12

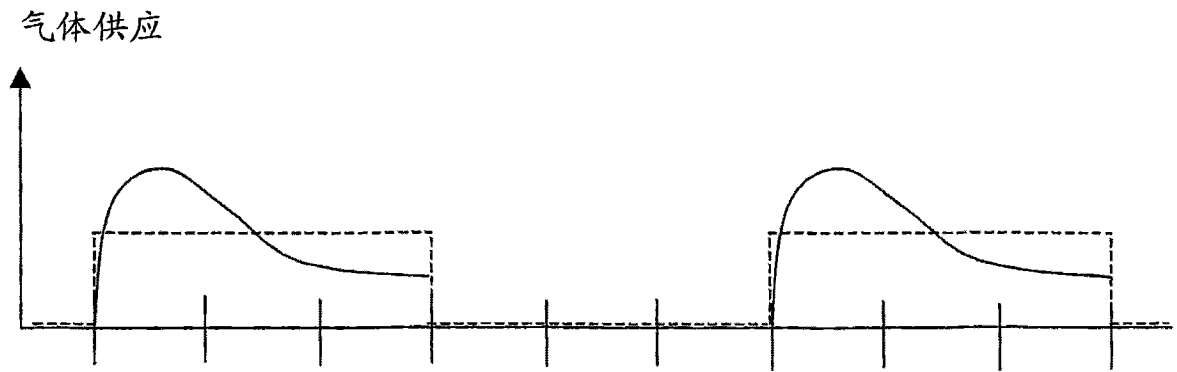


图 13