

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A62B 9/02

A62B 7/04 A61M 16/00

F16K 31/26



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02812559.2

[43] 公开日 2004 年 8 月 4 日

[11] 公开号 CN 1518470A

[22] 申请日 2002.5.1 [21] 申请号 02812559.2

[30] 优先权

[32] 2001.5.11 [33] US [31] 09/854,238

[32] 2002.4.8 [33] US [31] 10/119,203

[86] 国际申请 PCT/US2002/014039 2002.5.1

[87] 国际公布 WO2002/092169 英 2002.11.21

[85] 进入国家阶段日期 2003.12.22

[71] 申请人 高级循环系统有限公司

地址 美国明尼苏达州

[72] 发明人 基思·G·卢里

托德·M·杰林斯基

[74] 专利代理机构 北京康信知识产权代理有限公司

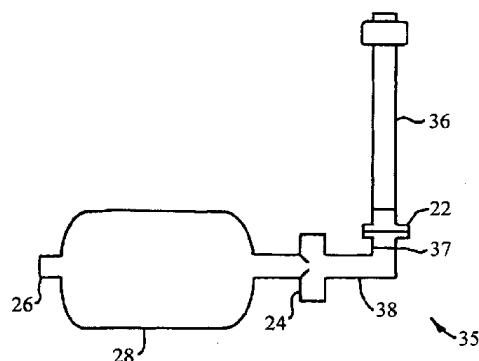
代理人 余 刚

权利要求书 12 页 说明书 52 页 附图 34 页

[54] 发明名称 休克治疗系统及方法

[57] 摘要

本发明提供心肺复苏过程中通过胸腔按压-减压术以增强心肺循环的方法和装置。根据一种方法,压力响应吸气阀(24)与病人的气道连接。然后进行胸腔按压和减压操作。在胸腔减压过程中,吸气阀(24)能够阻止呼吸气体在超过一定胸内负压水平之前进入肺部,而当达到此水平时,吸气阀(24)则开启。这样,在减压过程中,吸气阀(24)有助于增加胸内负压的强度和持续时间,从而增加流入心脏和肺部的血流量。此外,当吸气阀(24)开启以使病人换气时,病人还可以通过吸气阀(24)获得具有一定压力的呼吸气体。



ISSN 1008-4274

1. 一种有助于提升呼吸病人血压的装置，所述装置包括：

罩体，具有适合与病人气道连接的开口；

吸入阀，可操作以增加或者减少由于病人吸气引起的流经所述罩体的呼吸气体，所述吸入阀有助于调节胸内压以增加返回所述病人胸腔的血流量；

一机构，用于作用所述吸入阀以改变流经所述罩体的所述呼吸气流；以及

传感器，适合于并设置为用来检测至少一种所述病人的生理参数。

2. 根据权利要求1所述的装置，其中当所述病人呼吸流速在约0至约70升/分钟范围内时，所述吸入阀可操作以达到胸内负压在约0至约-50厘米水柱范围内。
3. 根据权利要求1所述的装置，进一步包括一个与所述传感器和所述机构连接的控制装置，并且其中所述控制装置设置为传输信号给所述机构，从而基于从所述传感器所测定的生理参数操作所述吸入阀。
4. 根据权利要求1所述的装置，其中所述传感器是选自由压力传感器、流量传感器、二氧化碳传感器、和氧气传感器组成的组。
5. 根据权利要求1所述的装置，其中所述吸入阀包括一狭槽开口和一能够跨越所述狭槽开口移动的狭槽形板。

6. 根据权利要求1所述的装置,其中所述吸入阀包括气道和可跨越所述气道移动的闭塞构件。
7. 根据权利要求1所述的装置,其中所述吸入阀包括气道和可挤压所述气道的压迫闭塞系统。
8. 根据权利要求1所述的装置,其中所述吸入阀包括气道和隔圈闭塞系统。
9. 根据权利要求1所述的装置,其中所述机构包括步进马达和从所述步进马达伸出的轴。
10. 根据权利要求1所述的装置,其中所述罩体包括一个吸气口和一个呼气口,并进一步包括一个与所述罩体连接的面罩。
11. 根据权利要求1所述的装置,进一步包括向所述病人提供补充氧气或者周期性辅助换气的装置。
12. 一种提升自主呼吸病人血压的方法,所述方法包括如下步骤:

测定所述病人的至少一个生理参数;

将吸入阀与所述病人气道相连,其是可操作的以增加或者减少流入所述病人肺部的呼吸气体;

根据所述测定的参数调节所述吸入阀以增加或者减少所述病人吸气时流入所述病人肺部的呼吸气体,从而在胸腔内产生负压并增加返回所述病人右心的血流量,由此提升所述病人的血压。
13. 根据权利要求12所述的方法,其中所述病人具有低血压的疾病是选自由失血、药物服用、高重力状态、血管张力失调性昏厥、心包填塞、溺水、中暑、心脏病发作、右心衰竭、从外空返回地面、以及败血症组成的组。

- 14 根据权利要求 12 所述的方法, 进一步包括向控制装置传输表示所述测定参数的信号, 以及将来自所述控制装置的信号传输给一机构以根据所述测定参数操作所述阀。
15. 根据权利要求 12 所述的方法, 其中所述检测参数是选自由胸内负压、血压、呼吸率、潮气末二氧化碳分压、呼气末正压、和氧饱和组成的组。
16. 根据权利要求 12 所述的方法, 其中当所述病人呼吸的流速约为 0 至约 70 升/分钟时, 操作所述吸入阀以达到胸内负压在约 0 至约-50 厘米水柱范围内。
- 17 根据权利要求 12 所述的方法, 其中所述吸入阀包括一气道和一闭塞构件, 其中所述闭塞构件是跨越所述气道移动以改变通过所述吸入阀的流速。
18. 根据权利要求 12 所述的方法, 其中所述生理参数是反复测定的, 并且其中所述阀是根据所述测定参数反复调节。
19. 根据权利要求 12 所述的方法, 进一步包括向所述病人提供补充换气或者氧气。
20. 根据权利要求 12 所述的方法, 进一步包括在所述吸入阀的上游或者下游向所述病人提供药物或药剂。
21. 当进行心肺复苏时, 通过胸腔按压和减压、通过增加胸内负压来增强心肺循环的方法, 所述方法包括如下步骤:

将压力回应吸入阀与病人气道连接;

实施胸腔按压和胸腔减压, 其中胸腔减压期间所述吸入阀可以阻止呼吸气体进入肺部, 直到超过在约-3 至-30 厘米水柱范围内的胸内负压水平, 此时所述吸入阀开启, 所述吸入阀可

以在减压期间有助于增加胸内负压的强度和持续时间，由此增加返回心脏和肺部的血流量；以及

当所述吸入阀开启以使所述病人换气时，通过所述吸入阀向所述病人提供高压呼吸气体。

22. 根据权利要求 21 所述的方法，进一步包括将呼气阀与所述病人气道连接，其中所述呼气阀可以阻止气体排出所述肺部，直到超过胸内正压阈值所述呼气阀打开，所述呼气阀有助于促使更多血液流出所述胸腔。
23. 根据权利要求 22 所述的方法，其中所述胸内正压的范围是约 2 至 20 厘米水柱。
24. 根据权利要求 21 所述的方法，进一步包括提供高压呼吸气体源，可操作连接于所述吸入阀，其中所述呼吸气体的压力低于所述吸入阀的开启压力，并且其中所述呼吸气体是由所述呼吸气体源提供。
25. 根据权利要求 21 所述的方法，其中所述减压步骤包括允许所述病人胸腔在所述胸腔的弹性作用下扩张。
26. 根据权利要求 21 所述的方法，其中所述减压步骤包括提升或者主动扩张所述病人胸壁以扩张胸腔。
27. 根据权利要求 21 所述的方法，其中所述胸腔按压程度为约 3.5 厘米至 5 厘米/每次按压，并且其中所述胸腔按压的速率为 60 至 100 次/分钟。

28. 当实施心肺复苏时，通过胸腔按压和减压、利用增加胸内负压来增强心肺循环的方法，所述方法包括如下步骤：

将阀调节系统与病人气道连接，所述阀调节系统包括具有上游区域和下游区域的罩体、位于所述上游区域和所述下游区域之间的压力回应阀，用于阻止呼吸气体从所述上游区域进入所述下游区域，直到所述下游区域的压力低于一定阈值水平；

实施胸腔按压和减压，其中所述压力回应阀关闭，以阻止呼吸气体进入肺部，直到超过一定的胸内负压水平时所述压力回应阀才开启，所述压力回应阀有助于增加减压期间胸内负压的强度和持续时间，由此增加返回心脏和肺部的血流量；以及

当所述压力回应阀开启以使所述病人换气时，通过所述压力回应阀向所述病人提供高压呼吸气体。

29. 根据权利要求 28 所述的方法，进一步包括，在胸腔按压期间，阻止气体在超过胸内正压阈值之前从所述肺部排出，以有助于更多血液泵出胸腔。
30. 根据权利要求 29 所述的方法，其中所述胸内正压的范围是约 2 至 20 厘米水柱。
31. 根据权利要求 28 所述的方法，进一步包括提供可操作连接于所述压力回应阀的高压呼吸气体源，其中所述呼吸气体的压力低于所述压力回应阀的开启压力，并且其中所述呼吸气体是由所述呼吸气体源提供。
32. 根据权利要求 28 所述的方法，其中所述减压步骤包括允许所述病人胸腔在所述胸腔的弹性作用下扩张。
33. 根据权利要求 28 所述的方法，其中所述减压步骤包括提升或者主动扩张所述病人胸部以扩张所述胸腔。

34. 根据权利要求 28 所述的方法，其中所述胸腔被按压的程度为约 3.5 厘米至 5 厘米/每次按压，并且其中所述胸腔按压的速率为 60 至 100 次/分钟。
35. 一种进行心肺复苏时通过胸腔按压和减压来增强心肺循环的装置，所述装置包括：
- 一罩体，具有适合与病人气道连接的开口；
- 压力回应吸入阀，阻止呼吸气体通过所述罩体进入肺部，直到在所述病人胸腔减压期间超过胸内负压阈值水平时所述吸入阀才开启，所述吸入阀在减压期间可以有助于增加胸内负压的强度和持续时间，由此增加进入所述心脏和肺部的血流量；以及
- 可操作连接于所述吸入阀的高压气体源，以当所述吸入阀开启时，通过所述罩体向所述病人提供高压气体。
36. 根据权利要求 35 所述的装置，进一步包括一个位于所述罩体内的单向阀，以允许呼吸气体在所述病人胸腔的按压期间从所述罩体中排出。
37. 根据权利要求 35 所述的装置，进一步包括一个位于所述气体源和所述吸入阀之间的调节装置，以调节所述气体的压力，使所述气体压力低于所述吸入阀的启动压力。
38. 根据权利要求 35 所述的装置，其中所述吸入阀设置为当所述胸内负压在-3 至-30 厘米水柱范围内时开启。

39. 当进行心肺复苏时，通过胸腔按压和减压、通过增加胸内负压来增强心肺循环的方法，所述方法包括如下步骤：

将具有压力回应吸入阀的罩体与病人气道连接；

实施胸腔按压和胸腔减压，其中在胸腔减压期间，所述吸入阀可以阻止呼吸气体进入肺部，直到超过胸内负压阈值水平，此时所述一个吸入阀开启，所述吸入阀在减压期间有助于增加胸内负压的强度和持续时间，由此增加返回心脏和肺部的血流量；以及

当所述吸入阀开启以使所述病人通过所述吸入阀换气时，通过所述吸入阀向所述病人提供高压气体。

40. 根据权利要求 39 所述的方法，其中当所述胸内负压在-3 至-30 厘米水柱范围内时，所述吸入阀开启，并且其中所述高压气体的压力低于所述吸入阀的开启压力。

41. 当进行心肺复苏时，通过胸腔按压和减压来增强心肺循环的装置，所述装置包括：

罩体，具有适合与病人气道连接的开口；

压力回应吸入阀，阻止呼吸气体通过所述罩体进入所述肺部，直到在所述病人胸腔减压超过胸内负压阈值水平，此时超过所述吸入阀的启动压力，以及所述吸入阀开启，所述吸入阀在减压过程中有助于增加胸内负压的强度和持续时间，由此增加返回所述心脏和肺部的血流量；以及

改变所述吸入阀的所述启动压力的机构。

42. 根据权利要求 41 所述的装置，其中所述机构设置为将所述启动压力调节在大约 0 至大约-30 厘米水柱的压力范围内。

43. 根据权利要求 41 所述的装置, 其中所述吸入阀包括一个具有密封件的螺纹轴, 其设置为以阻塞所述罩体的开口, 以及一个使所述密封件相对于所述罩体承载的弹簧, 并且其中所述机构包括可以转动的螺纹旋钮以通过增加或者减少所述轴的纵向长度来调节所述弹簧的承载力。

44. 根据权利要求 43 所述的装置, 进一步包括一个位于所述罩体内的压力计以测定所述胸腔内的压力。

45. 当进行心肺复苏时, 通过胸腔按压和减压来增强心肺循环的装置, 所述装置包括:

罩体, 具有适合与病人气道连接的排出孔和安全换气通路;

压力回应吸入阀, 可阻止呼吸气体通过所述罩体进入肺部, 直到在所述病人胸腔减压超过胸内负压阈值水平时, 所述吸入阀开启, 所述吸入阀在减压期间有助于增加胸内负压的强度和持续时间, 由此增加返回所述心脏和肺部的血流量; 以及

安全机构, 维持所述安全换气通路打开以允许呼吸气体自由流入所述病人肺部, 直到抢救人员将其启动以关闭所述安全换气通路。

46. 根据权利要求 45 所述的装置, 其中当所述吸入阀处于开启位置时所述安全换气通路是通过所述吸入阀提供, 并且其中所述安全机构设置成维持所述吸入阀处于开启位置, 直到所述抢救人员将其启动以移动所述吸入阀到关闭位置。

47. 根据权利要求 46 所述的装置, 其中所述罩体包括换气口以允许呼吸气体注入所述罩体, 并且其中所述安全机构包括传感器以测定何时所述抢救人员向所述罩体中注入呼吸气体, 以及控制系统移动所述吸入阀从所述开启位置到所述关闭位置。

48. 根据权利要求 47 所述的装置，其中当向所述罩体中注入呼吸气体所述传感器可移动，并且其中控制系统包括一套与所述传感器连接的齿轮，以及可由所述齿轮移动以关闭所述吸入阀的凸轮。
49. 根据权利要求 47 所述的装置，其中所述传感器包括可移动翼片，当呼吸气体注入所述罩体中时所述翼片可发生移动，并且其中所述控制系统包括一套机械部件，当所述翼片移动时，所述部件可推动楔顶靠所述安全机构，从而关闭所述吸入阀。
50. 根据权利要求 47 所述的装置，其中所述传感器是选自由电子开关、热敏电阻、机械翼片、以及当弯曲时阻力发生变化的材料组成的传感器组。
51. 根据权利要求 46 所述的装置，其中所述吸入阀包括一个具有密封件的轴，其设置成阻塞所述罩体的开口，以及使所述密封件相对于所述罩体承载的弹簧。
52. 当进行心肺复苏时，通过胸腔按压和减压来增强心肺循环的装置，所述装置包括：

罩体，具有适合与病人气道连接的开口；

压力回应吸入阀，具有关闭位置和开启位置，其中当处于所述关闭位置时所述吸入阀阻止呼吸气体通过所述罩体进入肺部，并且其中在所述病人胸腔减压期间当超过胸内负压阈值水平时所述吸入阀移动到所述开启位置，所述吸入阀在减压期间当处于所述关闭位置时有助于增加胸内负压的强度和持续时间，由此增加返回所述心脏和肺部的血流量；以及

安全机构，维持所述吸入阀处于开启位置以允许呼吸气体自由流入所述肺部，直到抢救人员将其启动以将所述吸入阀置于所述关闭位置。

53. 根据权利要求 52 所述的装置, 其中所述罩体包括换气口以允许呼吸气体注入所述罩体, 并且其中所述安全机构包括传感器以测定何时所述抢救人员向所述罩体中注入呼吸气体, 以及控制系统以将所述吸入阀从所述开启位置移动到所述关闭位置。
54. 根据权利要求 53 所述的装置, 其中当向所述罩体中注入呼吸气体时, 所述传感器是可移动的, 并且其中控制系统包括一套与所述传感器连接的齿轮, 以及一个可由所述齿轮移动以关闭所述吸入阀的凸轮。
55. 根据权利要求 53 所述的装置, 其中所述传感器包括可移动翼片, 当呼吸气体注入所述罩体中时所述翼片发生移动, 并且其中的控制系统包括一套机械部件, 当所述翼片移动时, 所述部件推动楔以顶靠所述安全机构, 从而关闭所述吸入阀。
56. 根据权利要求 53 所述的装置, 其中所述传感器是选自由电子开关、热敏电阻、机械翼片、以及当弯曲时阻力发生变化的材料组成的传感器组。
57. 根据权利要求 52 所述的装置, 其中所述吸入阀包括具有密封件的轴, 设计成阻塞所述罩体的开口, 以及使所述密封件相对于所述罩体承载的弹簧。
58. 当进行心肺复苏时, 通过胸腔按压和减压、通过增加胸内负压来增强心肺循环的方法, 所述方法包括如下步骤:

将包括罩体、压力回应吸入阀、安全气流通路以及安全机构的阀调节系统与病人气道连接, 其中在胸腔减压期间, 所述吸入阀设计成阻止呼吸气体进入肺部, 直到超过在约 0 至-30 厘米水柱范围内的胸内负压水平, 这时所述吸入阀设置为打开, 所述吸入阀在减压期间有助于增加胸内负压的强度和持续时间, 由此增加返回所述心脏和肺部的血流量, 并且其中所述安

全机构设置成允许呼吸气体自由进入所述病人肺部，直到被启动；以及

启动所述安全机构以关闭所述气体通路。

59. 根据权利要求 58 所述的方法，进一步包括在启动所述安全机构后实施胸腔按压和减压。
60. 根据权利要求 58 所述的方法，其中所述启动步骤包括向所述罩体中注入呼吸气体，其中所述注入是由传感器检测从而使得所述安全机构关闭所述气体通路。
61. 根据权利要求 58 所述的方法，其中所述气体通路通过所述吸入阀，并且其中所述启动步骤包括关闭所述吸入阀以关闭所述气体通路。
62. 一种提升自主呼吸病人血压的方法，所述方法包括下述步骤：
将压力回应吸入阀与所述病人气道连接；
当所述吸入阀与所述病人气道连接时的吸气和呼气，其中在吸气过程中，所述吸入阀可以阻止呼吸气体进入肺部，直到超过在约 0 至-30 厘米水柱范围内的胸内负压水平，此时所述吸入阀开启，所述吸入阀有助于增加返回所述病人右心的血流量，由此提升所述病人的血压。
63. 根据权利要求 62 所述的方法，其中所述病人由于失血而导致低血压。
64. 根据权利要求 62 所述的方法，其中所述病人由于服用药物而导致低血压。
65. 根据权利要求 62 所述的方法，其中所述病人由于高重力状态而导致低血压。

-
66. 根据权利要求 62 所述的方法，其中所述病人由于血管迷走性晕厥而导致继发性低血压。

休克治疗系统及方法

相关申请的交叉引用

本申请是 2001 年 5 月 11 日提交的美国专利申请第 09/854,238 号的部分继续再申请, 其是 2000 年 4 月 10 日提交的美国专利申请第 09/546,252 号的部分继续再申请, 其是 1997 年 10 月 15 日提交的美国专利申请第 08/950,702 号的继续部分 (现在是美国专利第 6,062,219 号), 其是 1995 年 3 月 10 日提交的美国专利申请第 08/403,009 号的部分继续再申请 (现在是美国专利第 5,692,498 号), 其是 1993 年 11 月 9 日提交的美国专利申请第 08/149,204 号的部分继续再申请 (现在是美国专利第 5,551,420 号), 所披露的内容结合于此作为参考。

发明背景技术

简而言之, 本发明涉及和心肺复苏过程联合应用的装置和方法。具体而言, 本发明涉及增强严重低血压或者心跳骤停病人心肺循环的装置和方法。

突发的心跳骤停是世界范围内死亡的主要原因, 并且是多种疾病的结果, 包括心脏疾患和严重创伤。在心跳骤停发生时, 为了增加病人存活的几率, 几项措施被认为是非常重要的。这些措施必须尽快执行, 以至少使病人的呼吸和血液循环部分地得到恢复。一项大约 40 年前就有的常规技术, 即外部胸腔按压术, 通常被称为心肺复苏(CPR)。在过去的 30 多年内, CPR 技术几乎没有改进。

采用传统的 CPR，对病人的胸腔施加压力以增加胸内压。胸内压的增加可以促使血液从心脏和肺部流向外周动脉。这种压力可以部分恢复病人的循环功能。传统 CPR 通过对胸腔直接施加外源性压力，从而达到主动按压胸腔的目的。主动按压之后，胸腔通过导致病人胸壁扩张的自然弹性得到舒张。在此扩张过程中，一部分血液返回心腔。但是，如上所述，此操作不能够完全使病人换气。由此，传统 CPR 也要求病人周期性换气，其通常是通过口对口人工呼吸术或者正压仪器实现的。其中正压仪器如自主充气囊，其原理为，挤压弹性囊，通过面罩、气管内插管、或其它人造气道输送气体。

为了增强胸腔按压诱发的心肺循环，已发展了一项称为主动式按压-减压（ACD）复苏术。根据 ACD 技术，采用挤压一个紧贴病人胸腔的模具（applicator body）来按压胸腔从而增强传统 CPR 的主动式按压相。这种施用器能够在病人胸腔部分基本均匀地分散和施加压力。但是，更重要的是，模具与病人的胸腔是密封结合的，因此在减压过程中，它可以被抬起以主动地扩张病人胸腔。所导致的胸内负压可以促使静脉血从病人外周静脉流入心脏和肺部。

本发明的另一个重要之处在于换气源，它与 CPR 技术结合使用以期达到病人的正常换气。有一种换气源称为 AMBU 囊，可从 AMBU international（哥本哈根，丹麦）购得。该 AMBU 囊也可与呼气末正压（PEEP）阀结合使用，从而医治一些患有肺部和心脏疾病的病人。PEEP 阀可从 AMBU international（哥本哈根，丹麦）购得。但是，直到本发明问世之前，呼气末正压阀与换气源相结合使用的方法还没有应用于 CPR 技术中。

在传统 CPR 和 ACD-CPR 技术中，从外周静脉血管流入心脏和肺部的静脉血流量的增加具有积极作用，可以增加随后按压相流出胸腔的含氧血量。因此，提供改进的方法和仪器是悦人心意的，其能够增加传统 CPR 和 ACD-CPR 技术中病人静脉血从外周静脉血管

流入心脏和肺部的量。因此希望能够提供提高 CPR 和 ACD-CPR(特别是 ACD-CPR)减压过程中氧合作用和回心血量的技术。此可通过本发明的方法和仪器实现,即增加胸内负压和正压,从而增强整体胸内压的活动(swing)。本发明阐述了此项重要改进。

严重的低血压或非常低的血压可以导致昏迷,在某些情况下甚至心跳骤停。类似于心跳骤停,低血压病人经常遭受每次搏动后回心血量不足的困扰。这种情况进一步导致流出心脏的前向血流量的减少,从而最终降低血压。由此,当病人出现低血压时,希望提供增加静脉回心血量的技术或者仪器。根据本发明,这种技术方法有助于血液回心,促使重要器官供血量的增加。

ACD-CPR 技术在如下文章中有详细阐述: Todd J. Cohen 等, Active Compression-Decompression Resuscitation: A Novel Method of Cardiopulmonary Resuscitation (主动式按压-减压复苏:一种新颖的心肺复苏方法), American Heart Journal(美国心脏杂志), Vol. 124, No.5, pp.1145-1150, 1992 年 11 月; Todd J. Cohen 等, Active Compression-Decompression: A New Method of Cardiopulmonary Resuscitation (主动式按压-减压复苏:一种新的心肺复苏方法), The Journal of the American Medical Association(美国医学协会会志), Vol. 267, No. 21, 1992 年 6 月 3 日。这些文献结合于此作为参考文献。

关于 ACD-CPR 过程中对病人胸腔主动实施按压和减压操作中真空吸盘的使用,其阐述可参阅 AMBU international A/S(哥本哈根,丹麦)的使用手册,即 AMBU®心脏泵™使用指南,发表于 1992 年 9 月。AMBU®心脏泵™在欧洲专利申请第 0 509 773 A1 中也有阐述说明。这些文献结合于此作为参考参考。

发明简述

本发明提供了用于增强心肺循环的方法和仪器。这些方法和仪器可与任何常用的 CPR 方法或者主动式按压-减压 (ACD) CPR 技术相结合使用。优选地, 这些方法和仪器与 ACD-CPR 结合使用。另一方面, 它们可以用于严重低血压和心跳存在以及自主呼吸的病人。

根据本发明, 心肺循环的增强是通过阻止在 CPR 减压相或者自主吸气期间的气体流入病人肺部而实现的。这种方式能够增强病人胸内负压的强度, 并延长其时程, 即增加胸内压低于外周静脉血管压或负压的时程和水平。通过增强进入心脏和肺部的静脉血回流量, 与气流通过病人气道快速进入胸部相比, 减压过程中由于静脉回心血量的增加, 胸内压的平衡出现在一个较高范围内, 由此, 心肺循环得到增强。

在一特定具体实施例中, 阻止气流进入病人肺部是通过降低或者防止 CPR 减压相期间的换气而实现的。此方法采用气流限制元件, 如安装在或者连接在通气管内腔的气流限制孔, 或者置于管内的压力回应阀, 从而阻止气体的流入。当胸内压降到一定阈值水平以下时, 压力回应阀由于承载而开启, 从而允许气体流入。为了使病人正常换气, 在病人胸腔按压后, 此方法优选地通过通气管提供给病人周期性换气。当进行周期性换气时, 气体可以通过阻止环节供给, 或者在另一个具体实施例中可以旁通阻止环节供给。在某些实例中, 一旦此阀门开启, 加浓氧气的气体可以通过压力回应阀供给患者。

一个典型的具体实施例提供面罩, 用以覆盖病人的口和鼻。此面罩包括在病人胸腔减压期间阻止气体流入病人气道的装置, 如刚才所述的限制孔或者阀。

一个特定的具体实施例进一步提供阻止病人胸腔按压相气体流出肺部的装置，从而通过增加按压相胸内正压来进一步增强心肺循环。

当根据本发明实施心肺复苏以增强循环时，需要一个操作人员按压病人胸腔以迫使血液流出病人胸部。然后对病人胸部进行减压，通过主动式扩张胸腔（通过 ACD-CPR 实现）或者依赖胸腔自身弹性的自主性扩张（通过传统 CPR 实现），以促使静脉血从外周静脉血回流入心脏和肺部。在减压过程中，气流被阻止进入病人肺部，这提高了胸内负压并延长了其时程，在此期间，胸内压低于外周静脉压。这样，从外周静脉回流入心脏和肺部的静脉血量得以增加。其原因在于，由于静脉回流血量的增加而不是气体通过气管流入，而发生减压期间胸内压的平衡。在一个特定具体实施例中，按压紧贴病人胸部的施用器以压迫胸腔，并提升施用器以主动式扩张病人胸腔，从而达到按压和减压病人胸腔的目的。

根据本发明方法的增强心肺循环的装置包括改良的气管内插管，它具有一个流量限制元件用于阻止胸腔减压期间气体流出病人肺部。根据本发明的第二个装置提供改良的气体供给系统，包括一个含有流量限制元件的可压缩结构，其中流量限制元件安置在可压缩结构的开口内或者与之相连，从而阻止气流进入病人肺部。此外，还包括一个连接可压缩结构和病人的连接器，优选地是通过将一个面罩或者气管内插管连接至该结构。

在本发明的另一方面，提供阀调节系统用以在进行心肺复苏时调节流入病人肺部的气流。此系统包括具有上游区域和下游区域的罩体（housing）。在上游区域和下游区域之间有一个装置，当下游区域压力低于上游区域时，它能够阻止气体从上游区域流向下游区域。通过这种方式，阻止病人胸腔减压过程中气体流入病人肺部，从而迫使更多的静脉血回流入胸腔并增加重要器官的血流灌注。此

外，本发明还提供一种病人换气过程中允许气体流入下游区域的装置。这样，在操作过程中，病人可以得到适当的通气。

本发明的一个具体方面还在于阻止装置包括一个阀，当下游区域的压力低于上游区域时，它可以抑制自上游区域到下游区域的气流。该阀优选包括一个隔膜，当下游区域的压力低于或者等于上游区域的压力时，此隔膜关闭。这种配置可以防止病人胸腔减压过程中气体流入病人肺部，并允许气体在按压过程中从病人肺部排出。优选地，该隔膜由弹性膜构成。可替换地，该隔膜可用球替代。

在另一个具体方面，当下游区域的压力约为 2cm 水柱或者更高时，优选为约 2cm 至 10cm 水柱，隔膜在承载情况下开启。这种方式下隔膜的承载能够增加病人胸腔按压时的胸内压，从而进一步增加重要器官的血流灌注。

在另一个方面，允许气体流入下游区域的装置包括开启隔膜的装置。当气体被压入上游区域以使病人换气时，此装置可以开启隔膜。该开启隔膜的装置优选包括一个靠近隔膜的环境压力区域。当气体被压入上游区域时，上游区域内的压力上升，从而推动隔膜到环境压力区域，并允许气体流入病人肺部。

在又一个方面，允许气体进入下游区域的装置包括一个位于下游区域的手动阀，当自主循环恢复时，其被手动开启以允许气体流入下游区域。这样，当病人开始呼吸时，抢救者可以手动启动阀。

在另一可选方面，允许气体进入下游区域的装置包括一个位于下游区域的压力回应阀。当下游区域内压力降到阈值水平以下时，通常在-3 至-30 厘米水柱范围内，该压力回应阀可以使气体进入下游区域。该压力回应阀的优点在于，它能够在允许病人换气的同时仍然采用隔膜来增强胸内负压的程度和时程。可以采用的压力回应阀的实例包括，例如，弹簧加载阀、电磁驱动阀、或者由任何可偏

转材料制成的阀，当超过阈值压力时，这种材料可以发生偏转。作为一个特定的实例，该阀可以采用偏转幅度很小（narrow tolerance）并贴附于入口的磁荷片料（magnetically charged piece of material）制成。当超过磁荷闸门压力时，此阀将会开启。这样，当超过胸内负压时，该阀将会被从入口拉开，从而允许气体流入肺部。这种阀也可以替代上述隔膜阀。

在一个方案中，加浓氧气的气体源可以与压力回应阀结合，当压力回应阀开启时，就能够提供给病人加浓氧气的气体。可以采用调节器来调节气体的压力和/或流速。例如，该压力可调节到低于阀的启动压力，以致加压气体不会流入病人肺部，只有当压力超过胸内负压促使阀开启时，气体才能流入。

在另一个方面，本发明的系统装备有在上游区域罩体上的排气孔，用于将气体从罩体中排出。排气孔装有一个阀，其作用是防止气体经由排气孔流入罩体。如此，病人呼出的气体随后通过排气孔从罩体排出。此外，本发明还提供装置，在病人通气时并在将气体注入罩体期间，这些装置是用来防止气体经由排气孔从罩体逸出。优选地，将气体从呼吸器输送入罩体，如呼吸囊、通气机、或者类似装置，或者通过接口或吹口（mouthpiece）进行口对口呼吸。

在本发明又一个方面，提供了气管内插管、密闭面罩、喉罩、或者其它气道管、或类似物，它们在下游区域与罩体相联，以连接至病人。气管内插管或类似装置是用于插入病人气道，为阀调节系统与病人的连接提供一种方便途径。

本发明进一步提供用以增强心肺循环的示例装置，其是进行心肺复苏时由胸腔按压和减压所诱导。该装置包括一个面罩和一个可操作地与面罩相连的罩体。该罩体包括一个吹口和至少一个吸气阀，在超过胸内负压阈值水平时，吸气阀开启。在低于此水平情况下，它可以防止呼吸气体进入肺部。该罩体进一步包括与吹口相连

的气室，一个阀构件，当通过吹口输送气体时，阀构件可以迫使气体从气室流入面罩。这样，抢救人员可以向吹口内吹气，以周期性地用储存在气室内的空气或者加浓氧气的气体、而不是用抢救人员肺内的呼吸气体对病人进行换气。

同样，本发明也提供用以增强心肺循环的示例方法，其是进行心肺复苏时由胸腔按压和减压所诱导。根据本方法，至少一个吸气阀和一个气室与病人气道连接。然后实施胸腔按压和胸腔减压，减压过程中在超出胸内负压阈值之前，吸气阀能够阻止呼吸气体进入肺部。气体周期性地从气室输送到病人肺部，从而保证病人正常换气。在一个实施例方面，通过人工吹入气室，气体从气室被输送到病人肺部。这样，抢救人员可以将气体吹入气室，从而将气体输送到病人肺部，而并没有输入来自抢救人员肺部的呼吸气体。

在一个具体实施例中，本发明提供改变吸气阀启动压力的机构。这样，抢救人员能够通过操作此机构，根据病人状态来改变阻抗。在某些情况下，本发明的阀调节系统可以包括压力计以显示胸内压。随时掌握此信息，抢救人员具有更多的信息基础用以帮助设定所希望的吸气阀的启动压力。

一方面，调节装置的作用是调节启动压力，将其控制在大约 0 至大约-30 厘米水柱范围内。另一方面，吸气阀包括具有密封垫的轴，其成一定形状以堵塞罩体的开口，以及一个弹簧，其相对罩体加载于密封垫（biases the seal against the housing）。在这种配置中，上述装置可以包括一个可动旋钮，以改变弹簧的承载力（biasing force）。例如，旋钮可以与轴旋转结合，从而抢救人员可以只需要转动旋钮就可以调节启动压力。

在另一个具体实施例中，本发明的阀调节系统可以装有一个安全换气通路。如果对于自主呼吸病人阀调节系统使用不当，在阀调节系统仍然与病人气道相连的情况下，病人可以通过此通路呼吸。

安全机构是用来保持安全换气通路开启，从而允许呼吸气体自由流入病人肺部，直到抢救人员关闭安全换气通路。采用这种配置，如果病人能够自由呼吸，就可以实现自由呼吸。在心肺复苏过程中，如果病人自己停止呼吸，抢救人员可以启用阀调节系统，从而关闭换气通路，而吸气阀则提供所需的阻力。这样，只有当超过阀的开启压力阈值，或者当病人自主呼吸时，呼吸气体才允许通过。同其他具体实施例的情况一样，CPR 过程中通过病人胸腔减压、通过病人的自主吸气等均可以超过开启压力。

在一个方面，当吸气阀处于开启状态时，安全换气通路是通过吸气阀提供。在此配置中，安全机构设置成维持吸气阀处于开启状态，直到抢救人员将其启动以关闭吸气阀。有多种方法可以用来启动安全机构。例如，罩体可以包括一个换气接口以允许呼吸气体输入罩体，并且安全机构可以包括一个传感器，用以探知抢救人员何时向罩体输入呼吸气体。在一个具体实施例中，控制系统利用来自传感器的信号来移动吸气阀，将其由开启状态变为关闭状态。例如，当呼吸气体输入罩体时，传感器可以活动，而控制系统可以包括一系列与传感器耦合的齿轮和一个通过齿轮的推动作用关闭吸气阀的凸轮。可替换地，控制系统可以包括一个电子控制装置、一个电磁线圈和一个凸轮。此装置设计为可以接收传感器的电子信号，并动作电磁线圈以移动凸轮，由此关闭吸气阀。在另一个实例中，气体输入时可以移动翼片（flap）。该翼片可以引起多个机械部件的运动，从而重新将吸气阀设定在关闭状态。

各种传感器可用来探测呼吸气体的输入。例如，可以采用的传感器包括可在气流中移动的电子开关、检测温度变化的热敏电阻、二氧化碳检测器、弯曲时阻抗发生改变的材料、可在气流中移动的机械翼片等等。

本发明还提供增加自主呼吸者血压的方法。根据本方法，吸气阀与气道连接，而接受治疗者则吸气和呼气。在吸气过程中，吸气阀在至少一段时间内能够抑制或者完全防止呼吸气体进入肺部，从而增加胸内负压，由此有助于增加右心的回流量。通过这种方式，血压得以提升。吸气阀的阻力或者启动压力可以基于一个或者多个所检测的生理指标。例如，胸内负压可以是参数之一。例如，利用吸气阀，胸内负压可以达到大约 0 至-50 厘米水柱，流速可以达到约 0 到约 70 升/分钟。其它可以检测的参数包括呼吸频率、潮气末二氧化碳、组织二氧化碳含量、呼气末正压、血压、和血氧饱和度。当调节吸气阀的阻力时，可以单独或者联合使用上述参数。例如，即使所检测到的胸内负压是在所希望的范围内，潮气末二氧化碳有可能超出正常范围。因此，可以调节吸气阀的阻力，直到潮气末二氧化碳达到可接受水平。方便地，吸气阀可手动操控，或者用自动方式操控。例如，可以采用控制装置接受检测到的各项参数，并将信号传送至调节装置，其可以操控阀以改变阻力或者启动压力。

上述过程可用于治疗多种涉及低血压的疾病。例如，此方法可以治疗如下情况所导致的低血压：失血、药物服用、高重力状态、血管张力失调性昏厥、溺水、中暑、心脏病发作、低温、右心衰竭、从外空返回地面、败血症、心包积液、心包填塞、或者类似情况。

通读下文的详述和图解，对本发明特性和优点的进一步了解将是显而易见的。

附图简要说明

图 1 是曲线图，说明根据本发明对病人进行胸腔按压和减压操作时，胸腔压力随时间的变化。

图 2A 是根据本发明按压病人胸腔时，气流通过换气环路的示意图。

图 2B 是根据本发明对病人胸腔进行减压时，气流通过换气环路的示意图

图 3 示意说明根据本发明的阻止气流进入病人肺部的装置的一个可选具体实施例。

图 4A 示意说明根据本发明的阻止气流进入病人肺部的装置的第二个可选具体实施例。

图 4B 示意说明图 4A 中的装置，其中呼气 and 吸气共用同一接口。

图 5A 是根据本发明的阻止气流装置中所用单向阀的示意图。

图 5B 是图 5A 中单向阀在 ACD-CPR 停止后保持开启状态的示意图。

图 5C 是根据本发明，直到管内压力达到阈值压力时，单向阀一直保持关闭状态的示意图。

图 6A 是根据本发明所采用弹簧加载的吸气阀和弹簧加载的呼气阀示意图。

图 6B 是图 6A 的示意图阀，表示在气体流出时阀的运转状态。

图 6C 是图 6A 的示意图阀，表示在气体流入时阀的运转状态。

图 7 是根据本发明作为吸气阀和呼气阀的双侧弹簧承载的单阀的示意图。

图 8 是根据本发明流量限制孔与流量限制装置一起使用的示意图。

图 9 是根据本发明阻止气流进入病人肺部的装置的典型具体实施例的示意图。

图 10A-10C 是说明本发明的另一个具体实施例的示意图，其可以允许病人通过一个旁路阀周期性地换气。

图 11 是根据本发明用于调节气流进入病人肺部的典型阀调节系统的示意图。所表示的阀调节系统状态是按压病人胸腔过程中，气体排出病人肺部的情况。

图 12 图示了图 11 的阀调节系统在对病人胸腔进行减压或静息（resting）期间的状态。

图 13 图示对病人胸腔进行减压过程中，当病人胸内负压超过阈值时，图 11 所示的阀调节系统，其中压力回应阀处于开启的状态。

图 14 图示病人换气过程中，对罩体输入气体时，图 11 所示的阀调节系统，其中隔膜处于开启的状态。

图 15 图示图 11 所示阀调节系统，其中手动阀处于开启状态以允许自主循环恢复时气体进入病人肺部。

图 16A 是根据本发明的典型阀调节系统的剖面侧视图（cutaway side view）。

图 16B 是图 16A 所示阀调节系统的变流装置（deflector）和窗形装置（fenestrated mount）的俯视图。

图 16C 是图 16A 所示阀调节系统的另一个可选具体实施例。

图 16D 说明图 16A 所示的阀调节系统，其中高压气源与根据本发明的压力回应阀连接。

图 17 是阀调节系统的另一个可选具体实施例的示意图，该系统有一球体作为隔膜。

图 18 是用于阻止气流进入病人肺部并且在需要换气时给病人肺部提供气体的装置示意图。

图 19 是根据本发明，具有可调压力回应阀的阀调节系统的一个具体实施例侧视图。

图 20 是图 19 所示的可调压力回应阀的截面侧视图。

图 21 是图 20 所示阀的俯视图。

图 22 说明图 21 所示的阀，其中盖板（cap）被移去。

图 23 是根据本发明的阀调节系统的安全机构侧面示意图，其允许呼吸气体通过换气通路自由流入病人肺部。

图 24 图示图 23 所示的安全机构，此时已启动以防止呼吸气体流经换气通路。

图 25 是根据本发明的具有整合安全机构的阀调节系统的侧面示意图，其允许呼吸气体通过吸气阀自由流入病人肺部。

图 26 说明图 25 所示安全机构的流量传感器以及杠杆臂，图示为启动之前的状态。

图 27 图示图 25 所示阀调节系统，此时安全机构被抢救人员启动以关闭吸气阀。

图 28 图示图 26 所示的流量传感器和杠杆臂被抢救人员启动的状态。

图 29 是图 25 所示阀调节系统的端视图。

图 30 图示图 25 所示的吸气阀处于开启位置的详细视图。

图 31 图示图 30 所示的吸气阀处于关闭位置。

图 32 是根据本发明安全阀的一个具体实施例处于关闭位置的侧面示意图其。

图 33 图示图 32 所示的安全阀处于开启位置。

图 34 是根据本发明安全阀的另一个具体实施例侧面示意图，其处于关闭位置。

图 35 图示图 34 所示安全阀在开启位置。

图 36 是根据本发明的安全阀的又一个具体实施例的侧面示意图，其处于关闭位置。

图 37 图示图 36 所示安全阀处于开启位置。

图 38 是根据本发明阀调节系统具体实施例侧面示意图，其具有安全阀，该安全阀处于关闭位置。

图 39 图示图 38 所示阀调节系统在病人喘气期间安全阀移动到开启位置。

图 40 图示在图 38 所示的阀调节系统，换气过程中导致安全阀回位至关闭位置。

图 41 是根据本发明的阀调节系统的示意图，该系统具有压力计以测量阀调节系统内的压力。

图 42 是根据本发明用于治疗休克病人呼吸的系统的具体实施例剖面示意图。

图 43 是图 42 所示系统的附视示意图。

图 44 图示病人吸气时图 42 所示的系统。

图 45 图示病人呼气时图 42 所示的系统。

图 46A 图示根据本发明吸气阀的一个具体实施例。

图 46B 图示流阻增加时图 46A 所示的吸气阀。

图 47A 图示根据本发明吸气阀的另一个具体实施例。

图 47B 图示根据本发明的图 47A 所示吸气阀，此时为移动圆盘以增加流阻。

图 48A 图示根据本发明的吸气阀的又一个具体实施例。

图 48B 图示根据本发明的图 48A 所示的吸气阀，此时为圆盘旋转以增加阻力。

图 49A 图示根据本发明吸气阀的另一个具体实施例。

图 49B 图示图 49A 所示的吸气阀，此时被挤压以增加流阻。

图 50A 图示根据本发明的吸气阀的又一个具体实施例。

图 50B 图示图 50A 所示的吸气阀被挤压以增加流阻。

图 51A 图示根据本发明的吸气阀的另一个具体实施例。

图 51B 图示图 51A 所示的吸气阀被挤压以增加流阻。

图 52A 图示根据本发明的吸气阀的又一个具体实施例。

图 52B 图示隔圈（iris）机构，对其进行操作以增加图 52A 所示吸气阀的流阻。

图 53A 图示根据本发明吸气阀的又一具体实施例。

图 53B 图示图 53A 所示吸气阀，此时圆盘绕枢轴转动以增加流阻。

图 54A-54C 图示根据本发明治疗休克方法的一个具体实施例。

发明详述

根据本发明，提供了进行心肺复苏时通过胸腔按压和减压以增强心肺循环的方法和装置。此类方法和装置可以与任何通过控制胸内压以提高心肺循环的 CPR 方法联合应用。本发明可改进方面举例如下：标准人工操作的 CPR 技术；反复压缩围领以促进来自心脏的血流的 vest CPR 技术；采用较新的 Hiack 振荡器换气系统的 CPR 技术（其操作基本类似于铁肺装置（iron-lung-like））；隔神经刺激装置，包括下述共同未决美国申请中的描述，即 1998 年 6 月 11 日提交的美国专利申请第 09/095,916 号、1998 年 11 月 20 日提交的第 09/197,286 号、1999 年 5 月 20 日提交的第 09/315,396 号、以及 2000 年 3 月 22 日提交的第 09/533,880 号，其披露的内容结合于此作为参考；交替式腹部按压-减压 CPR（interposed abdominal compression-decompression CPR）；以及主动式按压-减压（ACD）CPR 技术。虽然本发明可改进所有上述技术，为了简化阐述与讨论，

以下的描述将主要涉及 ACD-CPR 技术的改进。但是，所要求权利的方法和装置并不局限于 ACD-CPR 技术。

增强心肺循环的 ACD-CPR 的有效实施，是通过采用模具主动按压病人胸腔来完成。模具优选能够粘附到病人胸腔的吸盘式装置，如 AMBU®心脏泵™，可从 AMBU international（哥本哈根，丹麦）购得。按压后，模具与病人胸腔的粘附使病人胸腔扩张，从而对病人胸腔进行主动减压。这种主动式按压-减压的结果是在按压过程中可以增加胸内压，并在减压过程中可以增加胸内负压，由此提高血氧饱和度（blood-oxygenation process）并增强心肺循环。ACD-CPR 技术在如下文章中有详细阐述：Todd J. Cohen 等，Active Compression-Decompression Resuscitation: A Novel Method of Cardiopulmonary Resuscitation（主动式按压-减压复苏：一种新颖的心肺复苏方法），American Heart Journal（美国心脏杂志），Vol. 124, No.5, pp.1145-1150, 1992 年 11 月；Todd J. Cohen 等，Active Compression-Decompression: A New Method of Cardiopulmonary Resuscitation（主动式按压-减压复苏：一种新的心肺复苏方法），The Journal of the American Medical Association（美国医学协会会志），Vol. 267, No. 21, 1992 年 6 月 3 日；以及 J. Schultz, P. Coffeen 等，Circulation（血液循环），89:684-693, 1994。这些参考文献结合于此作为参考。

本发明与标准以及 ACD-CPR 技术结合使用尤为有效。具体而言，本发明改进了标准和 ACD-CPR，是通过提供阻止气流进入病人肺部的方法和仪器，以增加病人胸腔减压过程中的胸内负压，因而强化了胸腔（包括心脏和肺部）和外周静脉之间压力差的强度和持续时间。增加胸内负压，同时阻止气流进入气道，通过这种方式静脉回流增加，心肺循环得以增强。

广义上讲，本发明提供 ACD-CPR 技术主动胸腔减压过程中阻塞病人气道以阻止外源性气体进入病人肺部的方法，从而在主动减

压和随后的按压相过程中，增加和维持胸内负压的持续时间，并增加血氧水平，增强心肺循环。可采用任何适当的仪器或者装置堵塞病人气道，或者阻止气体的流入，如采用气管内插管、与气管内插管相联接的装置、面罩、在口对口复苏中使用的吹嘴、口咽通气管、喉罩通气管等等。

本发明的另一个方面提供了，在 ACD-CPR 主动减压过程中，允许受阻气体流入病人肺部，从而在增强胸内负压的程度和持续时间以增强血氧水平的同时，为病人提供换气。可通过任何气流限制装置阻止气流进入病人肺部，如节流孔、单向阀、弹簧承载阀或者其它阀，胸内负压在约 0 至-100 厘米水柱范围时设定该装置开启，优选范围为约-3 至约-30 厘米水柱。设计的阀开启压力阈值可以是固定的也可以是变化的，即，阀开启压力可以是可调或者恒定的。此外，可以采用的压力回应阀的实例包括，例如，电磁驱动阀或者用任何可偏转材料制成的阀，当超过压力阈值时，其将发生偏转。作为一个具体实例，阀可以由带有很小磁畴的磁性片材吸附在阀门上而构成。当超过磁性阀门压力时，阀会开启，即与阀门分离。通过这种方式，当胸内负压超过时，将会从阀门拉开阀，从而允许气体进入肺部。

在某些情况下，可以采用安全机构来允许呼吸气体自由进入病人肺部，直到抢救人员启动安全机构。这样，阀调节系统可以与病人连接，但仅在抢救人员将其启动时才会阻止病人吸入空气。

本发明的另一方面在于按压病人胸腔过程中阻止气体从病人肺部流出，从而通过增加按压相的胸内压来进一步增强心肺循环。典型情况是，当胸内正压在约 2 至 50 厘米水柱、优选约 2 至约 20 厘米水柱范围内时，阻止按压相气体离开肺部。可用来获得这种特性的阀包括，例如，弹簧阀、隔膜阀（包括用硅氧烷制成的隔膜）、

以及与阀门相连的磁性板。通过这种方式，当正压超过磁力时，该板被推离阀门，从而气体得以流出肺部。

本发明的另一方面在于 CPR 期间对病人进行换气。在一个具体实施例中，病人大约每 20 次按压换气 2 次，优选为每 15 次按压换气 2 次，由此，为病人提供充足的新鲜空气用于与肺部血液进行气体交换。可采用任何适当的装置或方法为病人换气，例如，口对口复苏、可压缩或可收缩结构、呼吸囊（ventilatory bag）如 AMBU 囊（可获自 AMBU，哥本哈根，丹麦）、或者类似装置或方法。按压相过程中也可同时进行换气，以进一步提高胸内正压。此外，可通过阻碍环节（impeding step）或者旁通阻碍环节共同实施周期性换气。

在一可选具体实施例中，可经由压力回应阀通过导入加浓氧气呼吸气体实施换气，在减压步骤期间，一旦超过一定的胸内负压阈值，压力回应阀则允许气体进入肺部。这可在压力下或在大气压下导入。通过这种方式，在每一次减压过程中，呼吸气体可以进入肺部以使病人换气。使用高压气体的优点在于，一旦压力回应阀开启，会有更多的呼吸气体供给肺部。采用一段管道，将高压气源，如高压氧舱或氧囊，与压力回应阀的背面相联接，则可以输送高压气体。方便起见，可在高压气源与阀之间安装一调节器，以调节高压气源所提供气体的压力和/或流速。压力可以调节以致其低于阀的开启压力，如约 1 至 3 厘米水柱，因此该阀将不会过早地开启。例如，如果呼吸气体在胸内负压超过-14 厘米水柱的情况下提供给病人，来自气源的气体压力则必须设定在低于 14 厘米水柱。

在给病人换气时，可以调节本发明的阀以控制流入病人肺部的气体流速。例如，采用流量调节器、阀、限流装置、减小阀内或者阀相关孔等的尺寸，由此呼吸气体注入阀后，当进入病人气道时，其流速可控制在一定阈值水平以下。通过调节注入的呼吸气体的流

速,对食管的压力则可以保持在一定范围内,从而避免消化道膨胀。例如,在阀调节系统罩体的出口处或其附近可设置小孔径的窗孔,以调节气体在进入病人气道之前的流速。通过这种方式,本发明提供了确保几乎所有注入的呼吸气体进入病人肺部的技术。

本发明的一个显著优点在于其提高病人血压的能力。将本发明的阀调节系统与自主呼吸病人相连接,在病人吸气时,阀调节系统就能够提高胸内负压。这样,更多血液回流入右心,由此提高病人的血压。用来提高病人血压的阀调节系统可最初完全阻止吸气过程中气体流入肺部,或者造成一定阻力。完全阻止或者初始阻力在呼吸过程中有时可以调节,这样气体至少在吸气周期 (inspiratory cycle) 的部分时间内可流入病人肺部。例如,如果采用压力回应阀,当压力达到大约 0 至大约-50 厘米水柱、更好为大约 0 至大约-20 厘米水柱、最好为约-5 至约-15 厘米水柱、气体流速为约 0 至约 70 升/分钟时,此阀可设定在开启状态。对于只是简单提供阻力的阀,该阀可以设计为提供在类似吸气努力过程中的阻力。此外,可采用一个或多个传感器来检测各种生理参数并可用来人工或者自动调节阀的启动压力或者阀产生的阻力水平。

可采用本发明的阀调节系统提高血压的适用情况实例,包括出现失血的自主呼吸病人、或者使用具有降低血压作用的药物(包括麻醉剂)后。低血压病人经常出现心搏后回心血量不足的情况。这导致心脏泵出的前向血流量降低,并最终导致低血压。通过阀调节系统与气道的连接,返回右心的静脉血量增加,从而提高血压。另一个实例是自主呼吸病人由于大量血液流失而出现继发性休克,并且需要增加右心回心血量的情况。在另一个实例中,这种技术可用于飞行员或者宇航员,以增加在高重力状态下或者结束空间飞行返回地面时右心的回流量,也可用于由于血管迷走性晕厥或者血管张力失调性昏厥诱发血压骤降的病人。进一步的实例包括如下情况

导致的低血压：中暑、溺水、心脏病发作、右心衰竭、败血症、心包积液、填塞、或者类似情况。

一个可选方案中，任何阀调节系统均可以包括电子装置和结合使用的扬声器，以发出关于如何使用阀调节系统进行 CPR 的语音提示。这种语音提示可以包括连接阀调节系统、实施胸腔按压、给病人换气等操作的指令等等。也可采用节拍器提供适当胸腔按压以辅助抢救人员。此技术详见共同提出的未决美国申请第 09/854,404 号，于 2001 年 5 月 11 日提交（代理卷号 16354-004300），其披露的内容结合于此作为参考文献。

本发明的阀调节系统也可以包括传感器或者与传感器联系，用于检测胸内压或者其它生理参数的变化。通过这种方式，可以检测到病人的自主呼吸。这又可用于控制阀调节系统，以致通过一次或多次达到一定的胸内压，从而开启传感器，使得病人呼吸无阻力。这种传感器的实例详见美国专利第 6,155,257 号，其披露的内容结合于此作为参考。

本文所述的任何传感器均可采用无线方式传输检测信号至远距离接受器，接受器与控制装置进行信号传输。而控制装置可以利用所检测到的信号改变本文所述的阀调节系统的操作。例如，传感器可用于测定血压、心内压力、或者类似参数，并通过无线方式将这些信息传递给接收器。然后控制装置可利用此信息来控制吸气阀的开启压力或者阻力，从而控制呼气阀的开启压力或者阻力，控制氧气或者其它气体的注入，控制麻醉药物或治疗药物给药等。

本发明的阀系统和/或面罩也可以包括一个或者多个接口，用于给药或者对病人呼吸系统的其它治疗。例如，接口可用于注射器或者压力注射器（pressurized canister）给药。在另一个实例中，雾化液体药剂也可通过此类接口供给。在进一步的实例中，粉状药剂也可通过此类接口供给。

本发明的另一个特点在于，其可以用来降低头部损伤经常导致的颅内压升高。通过采用本发明的阀调节系统和技术来降低胸内压，则可降低头颅静脉回心阻力，从而更多的静脉血液可流出头颅，由此颅内压得到降低。例如，本发明的任何阀调节系统均可以与病人气道相连，因此当病人呼吸时，可增加病人所产生的胸内负压，从而将静脉血从脑内引出。

参照图 1，曲线图显示了当对病人胸腔进行按压和减压时，胸内压随时间的变化。区域 10 代表 ACD-CPR 按压相胸内压的数值。交叉线阴影区 12 代表在没有流量限制装置以限制气流进入病人肺部情况下，ACD-CPR 减压相胸内负压。双交叉线阴影区 14 代表在 ACD-CPR 减压步骤期间，通过本发明方法堵塞病人气道所导致的胸内负压的增加。在减压相胸内负压增加的重要性在于它能够促使更多的静脉血从外周静脉回流入胸腔。从而，在下一次按压时，更多血液被允许氧合，并且更多血液被挤压出胸腔。

在一个典型具体实施例中，在病人口和鼻上方放置一个换气面罩，能够阻止病人胸腔减压过程中气流进入病人肺部。换气面罩也配备有一个压力回应阀，以阻止气流在胸内负压达到一定阈值水平之前进入病人肺部。还有一个换气源连接至面罩和压力回应阀以对病人进行换气。该换气源可以是任何能够给病人提供适当换气的装置。优选地，该换气源是 AMBU 囊。当需要换气时，可以挤压 AMBU 囊以迫使气体进入病人肺部。AMBU 囊的描述详见美国专利第 5,163,424 号，其结合于此作为参考文献。

在一个可选具体实施例中，换气源、优选 AMBU 囊，可以与改进的气管内插管联合应用。在 AMBU 囊和气管内插管之间安装一个压力回应阀或者其它流量限制元件。优选地，阀安装在连接 AMBU 囊和气管内插管的插管内。气管内插管和带有接头(adapter)的 AMBU 囊的结合包括在“换气管”定义内。在对病人进行

ACD-CPR 之前,将气管内插管放置于病人气管内。在病人胸腔减压过程中,阀可以阻止气流在胸内压达到一定阈值之前进入病人肺部。此外,需要时 AMBU 囊可以用于病人换气。此具体实施例还包括一个单向呼气阀。按压过程中,此阀能够使病人呼出气体。

在第一或者第二具体实施例的改进中,也可以在 AMBU 囊(或者类似的换气源)和面罩或气管内插管之间安置压力回应呼气阀。此阀的运转方式和限制气流进入病人肺部的压力回应阀类似。但是,压力回应呼气阀在 ACD-CPR 按压过程中限制来自病人肺部的气流。等效阀为呼气末正压(PEEP)阀,可从 AMBU International(哥本哈根,丹麦)获得。按压过程中采用这种压力回应呼气阀可以进一步增加胸内压,从而促使更多血液泵出胸腔。

在另一个可选具体实施例中,采用改进的气管内插管来限制主动减压过程中气体流入病人肺部。在气管内插管内安装有流量限制元件,其可以阻止气体进入病人肺部。当气管内插管插入病人气管内并且该病人的胸腔正在接受主动减压时,流量限制元件则阻止气体流入病人肺部,从而延缓胸内压的升高,并因而增强血氧合作用。

当采用改进的气管内插管实施 ACD-CPR 时,通常仍然进行病人周期性换气,以增强病人气体交换。在这种改进的气管内插管帮助下,在气管内插管的开口处安装一个换气源,以迫使氧气通过气管内插管并进入病人肺部,从而实现人工换气。

参照图 2A,其是示意图,图示根据本发明按压病人胸腔时,气流通过换气回路 20 的状态。在 ACD-CPR 过程中,主动按压胸腔以迫使气体流出肺部。此流出的气体被允许通过换气回路 20 内的单向呼气阀 22 排出。

参照图 2B,相同的示意图,显示病人胸腔减压时,气流通过换气回路 20 的状态。当病人胸腔被主动减压时,则产生胸内负压。

当此压力达到一定阈值时，吸气阀 24 开启，使得气体通过换气回路 20 进入病人肺部。气体被允许通过换气阀 26 进入换气回路 20 并进入换气囊 28。当胸内负压达到阈值水平时，气体从换气囊 28 通过吸气阀 24。ACD-CPR 过程中，如果需要，换气囊 28 也可用于病人的人工换气。

与图 2A 和 2B 所涉及的方法要求胸腔按压程度，对于成人，在约 3.5 至 5 厘米/次的范围内，速度为约 60 至 100 次按压/分钟。

参照图 3，图示根据本发明的装置 35 的第一可选具体实施例的示意图，用于阻止气流进入病人肺部。装置 35 包括一个置于病人气管内并提供换气通路的气管内插管 36。与气管内插管 36 连接的是过渡插管 38，其将气管内插管 36 与换气囊 28 连接。虽然根据图示，气管内插管 36 与换气囊 28 连接，但气管内插管 36 可以单独使用或者与换气囊 28 连接使用。换气囊 28 可包括任何类型的能够使病人换气的换气源，如可压缩或可收缩结构。优选地，换气囊 28 由 AMBU 囊构成。与换气囊 28 末端相连的是一个单向换气阀 26。换气阀 26 的作用是将气体导入装置 35。与过渡插管 38 相连的是进气压力回应阀 24。吸气阀 24 为承载阀，因而当病人胸腔内的胸内负压达到一定阈值水平时即开启。如图所示，装置 35 只包括一个吸气阀 24。但是，本发明并不局限于只安装一个吸气阀 24。可替换地，多个吸气阀 24 可沿着换气插管 38 依次连接。吸气阀 24 也并不仅仅局限于安装在过渡插管 38 的中心部位，而是可以安装在沿过渡插管 38 的任何部位。吸气阀 24 可以永久性地连接至换气囊 28 或者过渡插管 38，或者是可拆卸式。可替换地，吸气阀 24 可以连接至换气囊 28 本身，或者连接至气管内插管 36。

装置 35 也含有一个单向呼气阀 22，其使得气体能够从病人肺部排出。这通常发生在 ACD-CPR 的按压相。为了保证从病人肺部排出的气体通过呼气阀 22 排出，可以在吸气阀 24 和呼气阀 22 之

间安装一个单向鱼嘴形阀 37 (优选的阀) 或者任何其他类型的单向阀。可替换地, 吸气阀 24 本身也可以设计成单向阀。在任一种情况下, 从气管内插管 36 到换气囊 28 的气流将会通过呼气阀 22 排出。

装置 35 可进行进一步改进, 以在气管内插管 36 和过渡插管 38 之间配置一压力回应呼气阀 39 (未示出)。该压力回应呼气阀的工作方式与吸气阀 24 相反。具体而言, 该压力回应呼气阀是承载的, 因此在 ACD-CPR 的按压过程中, 使得气体只有在胸内压达到一定阈值水平时才能从病人肺部排出。在按压过程中由压力回应呼气阀 39 所导致的胸内压的增加可帮助更多血液泵出胸腔并减少肺不张发生。

换气囊 28 的作用是在 ACD-CPR 过程中使病人换气。当换气囊 28 包括 AMBU 囊或者用于换气的类似囊时, 可只需要用手挤压 AMBU 囊给病人进行换气。这就可以根据需要压迫气体进入病人肺部。

参见图 4A, 图示为根据本发明阻止气流进入病人肺部的装置的第二个可选具体实施例。此具体实施例是经改良的气管内插管。因此, 第二个可选具体实施例包括近端有两腔的气管内插管 36。第一腔为流出腔 40, 第二腔为流入腔 42。在流出腔 40 内部安装有一个单向压力回应呼气阀 44, 其运转方式与图 3 所示类似, 所不同的是呼气阀 44 特别地设计成单向阀。在流入腔 42 内部安装有一个单向压力回应吸气阀 45, 其作用为阻止气流进入肺部, 如与图 3 一起所论述的, 所不同的是吸气阀 45 也特别设计为单向阀。所表示在流入腔 42 和流出腔 40 内的还有一个 O 形圆环 46, 其将在下文中阐述。正因为吸气阀 45 和呼气阀 44 均设计成单向阀, 因而在按压相, 当胸内压达到一定阈值水平时, 气体只能够通过气管内插管 36 从病人肺部排出。此时, 呼气阀 44 开启, 而气体通过流出腔 40 从

病人肺部排出。在减压相，在胸内负压达到一定阈值水平之前，气体不能够通过气管内插管 36 进入病人肺部。此时，吸气阀 45 开启，允许气体流经流入腔 42 进入病人肺部。由于单向呼气阀 44 的存在，气体不能够通过流出腔 40 进入病人肺部。

如果流入腔 42 与换气源如换气囊相连接，用披露在图 4A 和 4B 中的具体实施例则可以实现病人换气。当挤压换气囊时，气体则允许通过流入腔 42 和气管内插管 36，到达病人肺部。在此具体实施例中，对呼气阀 44 进行设计，当换气时，呼气阀 44 将暂时保持关闭状态，防止流经流入腔 42 的气体通过流出腔 40 排出。

图 5A 为单向吸气阀 45 的示意图，其是用在根据本发明的用于阻止气流的装置中。吸气阀 45 的作用是保证气体只有一个流向。如图所示，弹簧承载的吸入阀 45 完全开启。但是，如果弹簧承载的吸气阀 45 或者弹簧承载的呼气阀 44 并不处于完全开启状态，本发明仍然可以起作用。成功实施 ACD-CPR 后，位于吸气阀 45 上方的 O 形圆环 46 重新定位，从而吸气阀 45 能够保持如图 5B 所示的开启状态。一旦自主循环恢复和不再需要吸气阀 45 时，O 形圆环 46 的这种定位能够使得气流通畅无阻地流入病人肺部。自主循环恢复时，O 形圆环 46 也可以类似的方式将单向呼气阀 44 锁定在开启状态。图 5C 说明了单向吸气阀 45 处于关闭位置。当关闭时，通过吸气阀 45 的气流被堵塞。

图 6A 说明了弹簧承载的吸气阀 47 和也是弹簧承载的呼气阀 48。吸气阀 47 和呼气阀 48 依次连接，并可用于图 3 所示的第一个可选具体实施例，或者图 9 所示的优选具体实施例。如图 6C 所示，在主动减压过程中，当胸内负压达到一定阈值水平时，吸气阀 47 因承载而开启。如图 6B 所示，在 ACD-CPR 按压相，当病人胸腔内的胸内压达到一定阈值水平时，呼气阀 48 将开启，使得气体从病人肺部排出。由于吸气阀 47 和呼气阀 48 均不是单向阀，因而必

须采用与单向呼气阀 22 一起使用的鱼嘴形阀 37，如相关图 3 的方案。也可以使用其它基于类似原理而设计的阀，如单向呼气阀与鱼嘴形阀的组合。图 6A-6C 仅示出了一个吸气阀 24 和一个终末正压阀 44。但是，多个吸气阀 47 和/或呼气阀 48 可以固定方式或者可拆卸方式顺序连接，以阻止气体的进出。

虽然图 6A-6C 所示阀为弹簧承载的阀，任何其它原理类似的阀均可以采用。采用图 6A-6C 所示的阀仅是一具体实施例，根据其它各种方法和材料制成的阀也在本发明范围内。

如图 7 所示，吸气阀 47 和呼气阀 48 可以结合成一个联合阀 49。联合阀 49 的工作方式类似于两个阀 47 和 48，如与图 6 所示。

图 8 说明流量限制窗孔 50，其用来阻止气流进入或流出病人的肺部。流量限制窗孔 50 的作用在于，在 ACD-CPR 的减压步骤期间，阻止气流进入病人肺部，从而增加胸内负压。在按压步骤期间，流量限制窗孔 50 通过限制气体从病人肺部排出，来增加病人胸腔压力。

图 9 说明了根据本发明的阻止气流进入病人肺部的典型具体实施例。如图所示，装置 51 包括一个通过吸气阀 24 和呼气阀 22 与面罩 52 相连的换气囊 28。虽然所示面罩 52 与换气囊 28 相连，但面罩 52 可以单独使用或与换气囊联合使用。在吸气阀 24 和呼气阀 22 之间有一个单向鱼嘴形阀 37 或者任何其它类型的单向阀，以防止气体从病人肺部排出并流入换气囊 28。换气囊 28 还有一个单向换气活阀 26，可以使气体流入装置 51。该典型具体实施例的运转方式类似于第一个可选具体实施例（如图 3 所示相关方案）。但是，面罩 52 是放置于病人的口和鼻上，而不是将气管内插管 36 插入病人气道内。面部固定带（facial strap）54（未示出）也可缠绕在病人头颅周围，以将换气面罩 52 固定在病人面部。

装置 51 优选与口腔气道装置（未示出）联合使用，以防止病人气道堵塞，如由病人舌头引起的堵塞。该口腔气道装置可以为任何用来避免病人舌头向后方滑动并堵塞气道的装置。优选地，该口腔气道装置成弯曲状并由塑料构成，可以、或可以不与装置 51 连接。

ACD-CPR 的减压相期间，气体被阻止通过阈值吸气阀 24 进入病人肺部，从而增加胸内负压。在按压相期间，气体被允许通过呼气阀 22 排出病人肺部。同样，ACD-CPR 期间，通过手动挤压换气囊 28，病人也可以得到换气。因此，优选具体实施例能够通过增加胸内负压来增强心肺循环，从而促使更多血液从外周静脉血管返回胸腔。

图 10A-10C 图示了本发明的另一个具体实施例，其旁通阻力环节，给病人提供换气。此具体实施例包括一个换气插管 60，其具有近端 62 和与病人相连的远端 64。该换气插管 60 具有一个单向旁通阀 66 和一个单向压力回应阀 68。换气插管 60 还可以配有手动开关 70，与旁通阀 66 连接，并穿过换气插管 60 的侧壁延伸出去的。如图 10A 所示，开关 70 可以设定在关闭位置，从而当超过阀 68 的阈值压力时，单向压力回应阀 68 开启。此时，阀 68 开启，从而允许病人换气。如图 10B 所示，将开关 70 手动置于开启位置，可以旁通单向压力回应阀 68，从而旁通阀 66 开启，允许气体进入病人肺部。图 10C 图示说明开关 70 处于非活动状态旁通阀 66 的操作。此处，抢救人员可对病人实施换气，没有自图 10A 所示阻碍环节提供的阻力增加。可以替代的方案，只有当插管 62 近端的压力大于大气压时（0 毫米汞柱），优选范围为约 0 至 5 毫米汞柱，旁通阀 66 才开启。病人胸腔减压过程中，单向旁通阀 66 保持关闭状态，直到超过大气压。由此，只有当抢救人员实施换气使插管 62 近端压力超过大气压时，病人才得以换气。单向旁通阀 66 的功能可由此技术领域中熟知的多种不同阈值阀设计实现。

在本发明的另一个方面，典型阀调节系统可以增强 CPR 减压相期间胸内负压的持续时间和程度，同时仍然为病人提供适当换气。通过阻止或抑制气流进入病人肺部，该阀调节系统是用来延缓减压期间胸内压的快速平衡。采用这种方式降低胸内压，可以增加冠脉灌注压，由此促使更多静脉血回流入胸腔。该阀调节系统可用于多种通过控制胸内压以增强心肺循环的 CPR 方法，包括 vest CPR、配备有 Heimlich 换气系统的 CPR、附加腹部按压术、标准人工 CPR、以及类似方法，并且在 ACD-CPR 中的最为有用。

图 11-15 为阀调节系统 100 的典型具体实施例的示意图。该阀调节系统 100 包括一个罩体 101，其具有一个上游区域 102 和一个下游区域 104。位于上游区域 102 和下游区域 104 之间的是隔膜 106。该隔膜 106 优选为柔性或者弹性膜，其位于下游区域 104 的上方，当下游区域 104 的压力小于上游区域 102 的压力时，隔膜 106 可以抑制气流从上游区域 102 进入下游区域 104，上游区域 102 内形成（对病人换气时）正压（即大于大气压）时除外。阀调节系统 100 进一步包括有塞子 110 的阀 108。如下文所进行的详细描述，阀 108 开启时可以为病人提供换气。通过轴向移位可以手动开启阀 108，或者当下游区域 104 内的压力达到或者超过一定压力阈值时此阀自动开启，或同时采用两种方式。上游区域 102 包括一个气体进气孔 112 和一个气体排出孔 114。气体通过进气孔 112 被输送到罩体 101，而通过气体排出孔 114 排出罩体 101。在气体进气孔 112 和气体排出孔 114 之间提供折隔阀 116、鱼嘴形阀、或者类似阀。如下文所详述的，当病人换气时，折隔阀 116 可以防止注入进气孔 112 的气体从排气孔 114 逸出。过滤器 117 的作用是过滤注入罩体 101 的气体。可选地，提供在下游区域 104 的过滤器 119，以防止过多的体液和空气传播的病原体进入系统 100。

图 11 图示了按压病人胸腔过程中阀调节系统 100 的运转情况。病人胸腔受到按压时，气体从病人肺部被压入下游区域 104。被压

入下游区域 104 的气体作用于隔膜 106，迫使隔膜进入环境压力区域 118。随后，下游区域 104 的气体进入上游区域 102，从这里通过排气孔 114 排出。可选地，隔膜 106 可以通过承载而抵抗气流压力，不进入环境压力区域 118，直到下游区域 104 内的压力达到约 2 厘米水柱或者更高，优选为约 2 至 4 厘米水柱。

图 12 图示了病人胸腔减压（或者静息）过程中阀调节系统 100 的运转情况。病人胸腔受到主动提升（或者允许自主扩张）时，气体从下游区域 104 被吸取并进入病人肺部，从而降低下游区域 104 内的压力。由此导致的区域 102 和区域 104 之间的压差将隔膜 106 覆盖下游区域 104，以阻止来自上游区域 102 的气体流入下游区域 104。通过这种方式，可以抑制气体在病人胸腔减压期间流入病人肺部，因此降低胸内压以增加冠脉灌注压并促使更多静脉血回流入胸腔。

图 13-15 展示了采用阀调节系统 100 为病人提供换气的各种方法。图 13 所示为，病人胸腔减压期间在胸内负压达到阈值水平后，气体流入下游区域 104 并进入病人肺部的情况。这种方式换气的优点在于可以采用阀调节系统 100 来产生至少一胸内压力阈值，以增加回流入心脏和肺部的血量。一旦达到上述压力，部分气体即可进入病人肺部，病人得以换气。

将阀 108 设置成阈值阀，当达到胸内压的压力阈值时，阀气体可以进入下游区域 104。阀 108 可用多种方法构造，其主要功能是，当胸内压达到阈值时，阀 108 允许气体流入下游区域 104。此功能优选通过单向可伸缩塞 110 实现，因而当下游区域 104 内的压力达到或者超过阈值水平时，塞 110 发生伸缩，以在上游区域 102 和下游区域 104 之间产生开口 126。当塞 110 发生伸缩时，气体从低压的上游区域 102 进入下游区域 104 以及病人肺部。因此，塞 110 起到单向阀的作用，当达到压力阈值时，允许气体从上游区域 102 流

入下游区域 104，但是不允许气体从下游区域 104 进入上游区域 102。优选地，塞 110 在如下压力范围内将伸缩开启：当下游区域 104 内压力在约 0 毫米水柱至 50 厘米水柱范围内时，更好为约 10 至 40 厘米水柱，最好为 15 至约 20 厘米水柱。可替换地，阀 108 可以安装在下游区域 104 内，因而当阀 108 开启时，大气可以直接流入下游区域 104。虽然此图所示为伸缩塞，但应当理解为可以使用其他类型的阀构造。例如，塞 110 可以用弹簧承载的阀替代，此阀能够关闭开口 126，直到胸内负压克服弹力，从而开启阀，其方式类似于和图 16A 所示的方式。

图 14 图示了将气体注入上游区域 102 以使病人通气的情况。当气体通过进气孔 112 注入时，它流入折隔阀 116 并将阀 116 向壁 120 挤压，并覆盖壁 120 上的孔 122，以阻止气流通过排出孔 114。当折隔阀 116 关闭时，气流通过阀 116 的壁 124，并进入上游区域 102。另外，可采用鱼嘴形阀替代折隔阀 116。当气体注入上游区域 102 时，上游区域 102 内的压力会高于环境压力区域 118 内的压力，并导致隔膜 106 被吸入环境压力区域 118。上游区域 102 和下游区域 104 之间有一个开口，其允许气体流入下游区域 104，并进入病人肺部。优选地，通过将气体注入进气孔 112 可手动给病人换气，其频率为每 5 次胸腔按压输入气体 1 次，优选为两名抢救人员共同操作的每 15 次胸腔按压输入气体约 2 次。类似地，通过弹簧承载阀所在的同一接口，病人也可以得到换气，如通过图 16A 所示的阀 160。

图 15 图示了自主循环恢复时阀调节系统 100 的情况。当病人的循环恢复时，通过移动阀 108 以从窗孔 126 移走塞 110 从而手动开启阀 108。然后上游区域 102 和下游区域 104 连通，以允许气体在两个区域（102、104）之间自由地交换。虽然图中所示阀 108 穿过上游区域 102 伸展出去，但此阀也可安装在下游区域 104 的任何部位。

阀 108 可以设置为压力回应阀（见图 13）、手动开启阀（见图 15）、或两种方式都采用。此外，阀调节系统 100 也可以配备两个或者更多与阀 108 类似的阀。例如，一个阀可以是固定装在罩体 101，有一个压力回应塞 110，另一个阀则是可移动安装阀。通过这种方式，带有可伸缩塞的阀起压力回应阀的作用，当达到阈值压力时开启，而可移动阀的作用在于，自主循环恢复之后手动操作时，使得区域 102 和 104 连通。

见图 16A 和 16B，其展示了阀调节系统 130 的典型具体实施例。阀调节系统 130 由罩体 132 构成，后者包括进气孔 134、排气孔 136、和送气孔 138。排气孔 136 内有一个单向阀 140，其可以使气体从罩体 132 流出并通过排出孔 136 排出。在进气孔 134 和排气孔 136 之间安装有一个折隔阀 140，以防止注入进气孔 134 的气体通过排气孔 136 逸出。优选地，进气孔 134 设计成以可与呼吸装置连接，如呼吸囊（包括 AMBU 囊）、通气机、通过阀调节系统 130 用于口对口呼吸的吹口或者接口等。优选地，送气孔 138 设计成与气管内插管或者其它气道插管、密闭面罩、喉罩等连接。

罩体 132 内有上游区域 142、下游区域 144、和环境压力区域 146。隔膜 148 将上游区域 142 和下游区域 144 分隔开。隔膜 148 优选由弹性材料构成。在下游区域 144，罩体 132 的几何形状优选为圆筒形，环境压力条件下隔膜 148 在圆筒上。病人胸腔减压过程中，下游区域 144 压力降低，从而吸引隔膜 148 紧靠圆筒的末端，以阻止上游区域 142 和下游区域 144 之间的气体交换。病人胸腔按压过程中，气体被压入下游区域 144，以促使隔膜 148 进入环境压力区域 146，由此从病人胸腔排出的气体可以通过排出孔 136 排出。

如图 16B 所示最清楚，阀调节系统 130 进一步装有窗形装置 150。一方面，窗形装置 150 作为支架，用于保持隔膜 148 位于下游区域 148 上方。窗形装置 150 进一步提供环境压力区域 146。装

置 150 上有窗孔 (fenestrations) 152, 可以使气体通过装置 150 进行交换。装置 150 上还包括一个变流装置 154, 用于窗形装置 150 周围的气体转向。罩体 132 内还有多种其它类型的变流装置 156, 用于引导区域 142 和 144 之间的气流。罩体 132 内装有过滤器 158, 以过滤注入罩体 132 内的气体。可选地, 可以采用过滤器 159, 以阻止过多体液进入系统 130。

阀调节系统 130 进一步包括一个位于下游区域 144 的阈值阀 160。当下游区域 144 内的压力低于阈值压力时, 阈值阀 160 则开启, 以允许气体流入下游区域 144。阈值阀 160 包括弹簧 162, 其设计为当达到阈值压力时, 弹簧可以伸长。可替换地, 该阈值阀 160 可设计为类似于阀 110。也可以提供其他构造, 当达到或者超过所希望的胸内压时, 这些构造允许气体进入下游区域。例如, 在进一步的可选择方案中, 隔膜 148 可以设计为有阈值阀功能, 从而当达到胸内压的阈值时, 允许气体流入病人肺部。采用弹性材料制作隔膜 148 并在外围附近开至少一个孔, 则可以将隔膜 148 制作成阈值阀。当隔膜置于形成下游区域 144 的圆筒之上时, 此孔位于圆筒外围之外, 并在上游区域 142 之内。当下游区域 144 达到真空条件时, 隔膜被吸引进入下游区域 144, 直到孔被延伸至圆筒上并与上游区域 142 和下游区域 144 重叠。通过这种方式, 当下游区域 144 内压力达到阈值压力时, 区域 142 和区域 144 之间形成一流体通路。图 16C 说明了另一个可选的阈值阀 111。阀 111 铰接于下游区域 144, 并受弹簧 113 承载而关闭。当下游区域 144 达到阈值压力时, 弹簧 113 被压缩, 气体从而被吸入下游区域 144。

再回到图 16A, 阈值阀 160 可非必选地安装在上游区域 142 的罩体 132 内。阈值阀 160 可以进一步可选地装有一个开/关转换装置, 用于当病人自主循环恢复时开启阀 160。如此, 当需要时, 抢救人员能够开启阀 160, 使气体与病人肺部进行自由交换。图 16C 所示的一个可选方案中, 支撑装置 150 可滑动地安装在罩体 132 内, 从

而当病人成功复苏时，能够垂直提升支撑装置 150，以从下游区域 144 提升隔膜 148，因此为病人提供自由气流。通过将支撑装置 150 与能够在罩体 132 内滑动的延伸构件 133 连接，装置 150 就能够可滑动地安装在罩体 132 内。构件 133 优选包括进气孔 134 和排气孔 136。通过这种方式，当移动构件 133 以开启或者关闭隔膜 148 时，提供了易抓握的表面。如上所述，如果隔膜 148 也设置成为阈值阀，则可除去阀 108 或者 111。

罩体 132 可方便地分为几个部分构造，他们可以通过多个连接点组装在一起。以这种方式，罩体可以拆卸，用于与其它装置连接、修理、清洁、以及类似操作。例如，过滤器 158 附近可方便地设置一连接点，用于可拆卸地连接有进气孔 134、阀 140 和排气孔 136 的罩体部分。可替换地，支撑装置 150 附近可提供连接点，从而容易接近支撑装置 150 以进行清洁。

阀调节系统 130 可方便地与多种 CPR 操作中有用的装置联合使用。例如，阀调节系统 130 可结合在呼吸囊内，如 AMBU 囊。可替换地，阀调节系统 130 可以成为具有呼吸囊和气管内插管或者其它气道插管的呼吸环路的一部分，阀系统 130 位于囊和插管之间。在另外的可选方案中，阀调节系统 130 可单独加到气管内插管中。可替换地，阀调节系统可以加到面罩、口咽通气管、喉罩、或其它换气装置中。

在一些情况下，通过如图 16D 所示的阈值阀 160 可为病人提供换气。在这种情况下，由于所有换气均可通过阈值阀 160 实现，因而进气孔和阀 140 是可选的。当然，也可同时通过两种方法提供换气。此外，虽然在阀调节系统 130 基础上进行阐述，但应当明了本文所描述的其它具体实施例可以进行改进以包括与阈值阀连接的压力源。

如图 16D 所示, 压缩气罐 **300**, 如氧气, 通过一段管路 **302** 与罩体 **132** 相连。通过这种方式, 压缩气体可提供至阈值阀 **160** 的后部。调节器 **304** 与罐 **300** 连接, 以调节提供给阈值阀 **160** 的压力, 从而将其控制在低于开启阀 **160** 所需的压力水平。例如, 如果当胸内负压超过-14 厘米水柱水平时向病人提供呼吸气体, 那么阀启动压力可设置在-14 厘米水柱, 而来自罐 **300** 的气体压力可设置在低于-14 厘米水柱的水平。这样, 阀 **160** 不会提前开启。在某些情况下, 调节器 **304** 也可以用来调节通过阀 **160** 的气体流速。

通过罐 **300** 和阀 **160** 的连接, 当阀 **160** 由于胸内负压下降而开启时(如上所述), 呼吸气体则被引入下游区域 **144**。通过这种方式, 每次病人胸腔减压时就能够向病人提供更多的呼吸气体。此方法允许负压换气, 而不像正压换气, 其阻止每次人工换气时静脉血返回胸腔。采用此方法进行的负压换气在 CPR 期间能够达到充足的氧合作用和最大的静脉血回流。一旦达到触发压力, 罐 **300** 也可以供氧。

参见图 17, 描述了另一种阀调节系统 **164**。此图是阀调节系统 **164** 的示意图, 其运转方式与阀调节系统 **100** 基本一致, 区别在于阀调节系统 **164** 包括一个球或球状构件 **166** 起隔膜作用。病人胸腔减压过程中, 下游区域 **168** 的压力低于上游区域 **170** 的压力, 其吸引球 **166** 在下游区域 **168** 之上。阀系统 **164** 可选装有弹簧 **172** 或者其它承载装置, 以在病人胸腔按压过程中, 将球 **166** 保持在下游区域 **168** 之上, 直到如上所述在下游区域 **168** 达到或者超过阈值压力。

参见图 18, 描述了另一个典型装置 **200**, 其用于心肺复苏过程。如下文所详述的, 装置 **200** 的一个重要特点在于, 在进行心肺复苏时, 它可以与病人气道相连, 从而为病人肺部周期性地提供气体。这样, 病人可以用空气(或者其它所希望的气体, 如氧气)换气, 而不是用来自抢救人员肺部的呼吸气体进行换气, 后者是实施口对口复苏的常规情形。

装置 200 包括面罩 202 和罩体 204，后者在接口 206 可操作地连接到面罩 202。罩体 204 包括上部区域 208 和下部区域 210。下部区域 210 包括一个压力回应阀调节系统 212，此系统的运转方式类似于本文先前描述的具体实施例，以防止气流在超过胸内负压阈值之前进入病人肺部。此时，压力回应阀调节系统 212 允许气体流入病人肺部，其方式类似于本文先前描述的方式。下部区域 210 进一步包括鱼嘴形阀 214 和单向流出阀 216。阀 214 和 216 共同作用，可以使病人肺部排出的气体从装置 200 排出，如箭头 218 所示。特别是，当气体被压出病人肺部时，鱼嘴形阀 214 将关闭并且排出的气体将通过阀 216 从装置 200 排出。

上部区域 208 包括吹口 219，以当试图给病人换气时（与传统 CPR 类似），抢救人员能够向装置 200 内吹气。上部区域 208 设置了一个用于保存室内空气的气室 220，有约 200ml 至约 800ml 的容量。气室 220 也可以与氧气源连接。位于上部区域 208 内的是隔膜 222 和弹簧 224。采用这种置备，当抢救人员向吹口 219 内吹气时，当隔膜 222 向下方移动，弹簧 224 将会压缩。相应地，气室 220 内的空气或者氧气将会被压缩并因此迫使通过阀调节系统 212，并进入面罩 202。通过这种方式，当抢救人员通过向吹口 219 内吹气、实施口对口复苏时，可以向病人提供来自抢救人员的气体（而不是呼吸气体）。

上部区域 208 进一步包括单向吸入阀 226，其允许换气后，气室 220 可以重新补充室内气体。特别是，当弹簧 224 伸展时，阀 226 将开启，由于弹簧 224 在气室 220 内造成的负压，室内气体可注入气室 220。当超过胸内负压阈值造成压力回应阀调节系统 212 开启时，进气阀 226 也会开启。这样，进气阀 226 也可以作为换气机构使用，当超过胸内负压限度时，将气体导入罩体 204。

因此,装置 200 能够使抢救人员通过仅向吹口 219 吹气,而采用室内空气为病人换气。当然,应当明了可以存放其它所需气体在气室 220 中,因此当抢救人员向吹口 219 吹气时,220 中的气体可以提供给病人。例如,气室 220 可以存放一定量的氧气。

如上所述,本发明的一个方面是这样一种性能,其阻止呼吸气体进入肺部直到达到或者超过一定胸内负压。本发明一个方面的性能是,改变允许呼吸气体进入病人肺部的压力值。在某些情况下,可以通过改变压力回应进气阀的启动或者开启压力来实现。但是,也可以采用其它装置来改变允许呼吸气体进入病人肺部的压力值,而不改变压力回应吸入阀的开启压力。因此,改变允许呼吸气体进入病人肺部的压力的装置可以结合于压力回应进气阀、阀调节系统内的另一个阀,或者可以是整个阀调节系统的分开部分。

可以设置这种系统,以使启动压力在大约 0 至约-30 厘米水柱范围内变化。进一步,这种阀调节系统可以对于自主呼吸病人或者接受标准人工胸外(closed-chest) CPR 的病人使用。这种阀调节系统也可以与其它复苏技术和/或装置联合使用,包括,例如,ACD-CPR、Vest CPR 等。在某些情况下,这样的阀调节系统可以与膈膜刺激器(diaphragmatic stimulator)联合使用,目的在于心跳骤停的复苏和通过增加静脉回流使血压提升。以复苏为目的的膈膜刺激的典型系统和技术详见下述美国专利申请,即 1998 年 6 月 11 日提交的第 09/095,916 号、1998 年 11 月 20 日提交的第 09/197,286 号、1999 年 5 月 20 日提交的第 09/315,396 号、以及 2000 年 3 月 22 日提交的第 09/533,880 号,其结合于此作为参考。在进一步的实例中,这种阀调节系统可用于改善心跳骤停病人、低血压病人以及右心衰竭和休克病人的中心回心血量。

可采用多种装置来调节允许呼吸气体进入病人肺部的压力。例如,这种装置可以是机械装置或电子装置,或者可以包括机械和电

子元件的各种组合，并且通过，例如，用于复苏的装置和压力回应吸入阀之间的电子通讯，可以在一个更大的系统内进行调节。这种装置也可以根据气体的在线（in-line）检测进行调节，如潮气末二氧化碳分压、平均分钟换气次数、吸气负压峰值、以及类似参数。

参见图 19，描述了安装有可调压力回应吸入阀 **402** 的阀调节系统 **400** 的一个具体实施例。此图是阀调节系统 **400** 的示意图，其可以构造成类似于本文所描述的任何具体实施例。因此，当阀调节系统 **400** 连接至病人气道时，病人能够通过阀调节系统 **400** 自由呼气。当试图吸气时，或者在 CPR 的减压步骤期间，呼吸气体被阻止进入肺部，直到达到启动压力阈值。在此时刻，呼吸气体允许通过吸入阀 **402** 进入肺部，其方式类似于前述其它具体实施例中的方式。

吸入阀 **402** 包括一个张力调节旋钮 **404**，抢救人员可通过旋转此钮，来调节吸入阀 **402** 的启动压力阈值，参照图 20-22 进行详述。图 20 所示最佳，吸入阀 **402** 包括一具有一套循轨通道（tracking channels）**408** 的外围罩体（outer housing）**406**（见图 22）。外围罩体 **406** 成一定构造以支持 O 形圆环外罩 **410**，后者具有上段 **412** 和下段 **414**。位于上段 **412** 和下段 **414** 之间的是 O 形圆环 **416**。上段 **412** 进一步包括一套可以在循轨通道 **408** 中滑动的循轨轨道 **418**。拉簧 **420** 位于张力调节旋钮 **404** 和上段 **412** 之间，并且使 O 形圆环 **416** 相对于外围罩体 **406** 承载。当 O 形圆环 **416** 相对于外围罩体 **406** 承载时，阀处于关闭位置，在此情况下呼吸气体被阻止通过换气接口 **422** 并进入病人肺部。当胸内负压达到或者超过吸入阀 **402** 的启动压力阈值时，即克服弹簧 **420** 的张力，使 O 形圆环 **416** 与外围罩体 **406** 分离。此时，呼吸气体自由注入换气接口 **422** 并进入病人肺部。

为了调节吸入阀 **402** 的启动压力，旋转旋钮 **404**，从而使螺母（threaded nut）**424** 沿着螺栓 **426** 前进或缩回，而螺栓 **426** 又与上

段 412 相连。这样做改变弹簧 420 的张力以调节吸入阀 402 的启动压力。因此，旋钮 404 为抢救人员提供了调节启动压力的简单易行的方法，其只需要旋转旋钮 404。虽然图中未示出，可在阀调节系统 400 内安装一个压力计，并且可装备显示器以显示胸内负压数值。通过这种方式，抢救人员可以容易地看到阀调节系统 400 中产生的压力，并可以调节旋钮 400 以调节允许呼吸气体进入肺部的压力。

本发明的另一个特点是应用安全机构以允许呼吸气体通过阀调节系统自由流入病人肺部，直到抢救人员将阀调节系统设置为运转模式。一旦处于运转模式，阀调节系统在不确定的时间内或者一定时间内将会保持这种模式，之后，安全机构将还原至初始状态，在这种情况下呼吸气体可以自由进入肺部。在一些具体实施例中，这可以通过下述操作来完成，即使安全机构保持压力回应吸入阀位于开启位置（对吸入气流没有任何阻抗），直到抢救人员将其启动。多种方式均可实现启动，如向阀调节系统内注入呼吸气体（如在给病人换气时）、操作阀调节系统上的按钮或者开关，或其他类似方式。

这种安全机构的一个优点是，它确保病人能够通过阀调节系统自由呼吸（假设病人正自主呼吸或者开始自主呼吸），而没有来自压力回应吸入阀的任何阻力。一旦抢救人员开始操作，如实施 CPR，阀调节系统被置于运转模式，在这种情况下，流入肺部的呼吸气体在达到或者超过胸内负压阈值之前被阻止通过压力回应吸入阀。如在本文其它具体实施例所述的，呼吸气体也可以通过阀调节系统输入病人肺部，从而旁通压力回应吸入阀。

安全机构可以纯机械装置、纯电子装置方式操作，或者可以包括机械和电子部件的不同组合。将阀调节系统置于运转模式的一种方法是利用传感器来检测何时呼吸气体通过换气机接口注入阀调节系统。自传感器的信号可用来关闭阀调节系统内的换气通路。在

一些情况下，换气通路可延伸通过压力回应吸入阀。关闭吸入阀，即可关闭此通路。在某些具体实施例中，如果在一定时间内不能实施换气，可利用安全机构使阀调节系统脱离运转模式，从而呼吸气体可以自由流入病人肺部。

参见图 23 和 24，图示具有一种安全机构的阀调节系统 430 的具体实施例。这种配置可以与任何先前描述的阀调节系统串联使用，从而可以阻止气流进入病人肺部。因此，应当理解为阀系统 430 可设置本文所述其它阀调节系统类似的部件，或者可与这些部件联合使用，并且出于简炼说明的目的，不在此进行冗述。阀调节系统 430 包括可与本文所述其它阀调节系统的罩体类似的罩体 432，所不同的是罩体 432 包括安全换气口 434，其允许呼吸气体流入并通过罩体 432，因此呼吸气体可流入病人肺部，如图 23 中的虚线所示。因此，如图 23 所示，阀调节系统 430 处于被动模式下，病人能够通过罩体 432 自由呼吸。

阀调节系统 430 进一步包括安全机构 436，其可操作保持换气口 434 处于开启位置，直到抢救人员将其启动。当启动时，安全机构 436 关闭换气口 434，以将阀调节系统 430 置于运转模式，在这种情况下，阻止呼吸气体通过压力回应吸入阀到达肺部，直到达到或者超过胸内负压阈值，其方式类似于在其它具体实施例中所描述的方式。

安全机构 436 包括一个电子气流传感器 438，与控制回路 440 电连接。控制回路 440 电连接至具有阀止动器 (valve stop) 444 的微型电磁线圈 442。采用电池 445 对电子元件提供电源。当抢救人员准备好将阀调节系统 430 置于运转模式时，抢救人员将呼吸气体注入罩体 432 (如向换气接口吹气或者注入压缩气体，未示出)。当呼吸气体通过罩体 432 流入病人肺部时，传感器 438 被移动而触发开关，并向控制回路 440 传送电信号。控制回路 440 传递信号给电

磁线圈 442, 以移动止动器 444, 并由此关闭阀, 从而阻止气流通过安全换气口 434 进入病人肺部。图 24 图示了这种状态, 其中阀调节系统 430 处于运转模式。此时, 自主呼吸病人将需要通过压力回应吸入阀进行呼吸。对于不能呼吸的病人, 在进行 CPR 期间, 呼吸气体将被阻止达到病人肺部, 直到超过胸内负压阈值。此时, 呼吸气体可以流过吸入阀并流入病人肺部, 其方式类似于在其它具体实施例中所描述的方式。一段时间后, 如果抢救人员未启动传感器 438, 控制回路 440 可设置为操控电磁线圈 442, 使阀调节系统 430 脱离运转模式, 呼吸气体能够流过安全换气口 434。

在一些具体实施例中, 本发明的阀调节系统可包括基本上全部为机械元件的安全机构。图 25—33 和图 36—40 图示阀调节系统 480 这样的具体实施例。阀调节系统 480 包括一个罩体 482, 以遮蔽各种部件, 类似于本文所述的其它具体实施例。同样地, 罩体 482 包括换气口 484 和排出孔 486。阀调节系统 480 进一步包括压力回应吸入阀 488, 在达到或者超过一定胸内负压水平之前, 其可以阻止呼吸气体进入病人肺部, 其方式类似于在其它具体实施例中所描述的。阀调节系统 480 进一步包括一个安全机构 490, 以允许呼吸气体自由进入病人肺部, 直到阀调节系统 480 处于运转模式, 其中压力回应吸入阀 488 控制何时允许呼吸气体进入肺部。如下文将详细描述的, 安全机构 490 也包括一个吸入阀 492。在某些具体实施例中, 吸入阀 492 可以设置为压力回应吸入阀, 从而省去吸入阀 488。

安全机构 490 进一步包括一个翼片式气流传感器 494。气流传感器 494 围绕枢轴点 496 转动以移动凸轮机构 498, 由此转动轮 500。在图 25 和 30 中, 阀调节系统 480 处于不活动状态 (inactive state), 其中气流传感器 494 还没有被启动。当呼吸气体被导入通过罩体 482 时, 如上所述, 气流传感器 494 围绕枢轴点 496 转动, 以转动轮 500, 如图 27、28 和 30 所示。

图 29 最所示最为清楚，轮 500 与安装有复进弹簧 504 和阀凸轮 506 的齿轮系统 502 相连接。复进弹簧 504 的作用在于使凸轮 506 在图 25 和 30 中所示位置上承载，其中阀 492 处于开启位置。当气体流经罩体 482 时，气流传感器 494 被推动，造成轮 500 转动，由此操纵齿轮系统 502。在这种情况下，凸轮 506 可旋转至图 27 和 31 所示的位置，其中阀 492 移至关闭位置。一段时间后，如约 10 至 20 秒后，齿轮系统 502 和复进弹簧 504 作用开启阀 492。

如图 30 和 31 所示最为清楚，阀 492 包括一个阀罩体 508，其内容纳有阀轴 510 以固定 O 形圆环 512。如图 31 所示，拉簧 514 位于罩体 508 和轴 510 上的凸出部分 516 之间，以使处于关闭位置的阀 492 承载。当抢救人员向阀调节系统的罩体注入呼吸气体时，凸轮 506 移动至图 30 所示的位置，凸轮与轴 510 接合，并使 O 形圆环 512 与罩体 508 脱开，从而使阀 492 置于开启位置。在开启位置，呼吸气体可以自由流经阀 492，并进入罩体 482，此处呼吸气体可通过排出孔 486 流入病人肺部。

本发明进一步提供具有安全特征的系统，其允许病人吸气至一给定程度，以释放用来阻止或者防止呼吸气体流入肺部的机构，由允许无阻力吸气，直到定时器重新设置系统或者直到抢救人员重新设定系统。可以与这类系统联合使用的安全阀 600 的一个具体实施例见图 32 和 33。安全阀 600 可以代替本文所描述的任何压力回应阀，例如，阀 108、160 和 111。阀 600 包括一个罩体 602，其由狭孔膜 604 覆盖。阀构件 606 受弹簧 608 的作用而承载，处于如图 32 所示的关闭位置。在关闭位置，楔 610 延伸至膜 604 中狭孔的上方。为了便于识别，楔 610 可方便地被染成彩色。这样，楔 610 可以作为抢救人员的目视指示器，提示阀 600 处于关闭位置。当与病人连接并处于关闭位置时，可以阻止呼吸气体进入肺部，直到胸内负压达到或者超过一定阈值，其方式类似于在其它具体实施例中所描述的。此时，阀构件 606 上的密封件 612 从罩体 602 上的止动器 614

移开，以允许呼吸气体进入肺部。然后，弹簧 608 迫使阀构件 606 返回关闭位置。

如果病人喘息并开始呼吸，如图 33 所示，病人产生的负压压缩弹簧 608 足够远，以致楔 610 被拉过膜 604 上的狭孔。然后，楔 610 将阀 600 保持在开启位置，此位置气体可自由流入肺部。通过注意到楔 610 不再可见，抢救人员可容易地确定阀 600 处于开启位置。在任何时间，只需通过拉动拉环 (pull tab) 616 以带动楔 610 通过膜 604 返回，阀抢救人员就可以使阀 600 复位。

可用于本文所描述系统的安全阀 620 的另一个具体实施例示于图 34 和 35。阀 620 包括一个具有止动装置 624 的罩体 622。微型电磁线圈 626 位于罩体内，并包括具有极性磁体 629 的臂 628 和位于另一端的目视指示器 630。另一个相反极性的极性磁体 632 与极性磁体 629 隔开一定空间距离，前者与具有密封件 636 的阀构件 634 相连。与罩体 622 相连的是常开位置的触带开关 638，并且阀构件 634 包括一个导电带 640。弹簧 642 位于带 640 和止动器 624 之间。

图 34 说明了阀处于关闭或者作用位置 (active position) 的阀 620。在 CPR 过程中，当胸内负压超过阈值时，密封件 636 将与止动装置 624 分离，从而允许呼吸气体进入肺部。然后阀 620 还原至关闭位置。如果病人喘息，阀构件 634 则移至图 35 所示的位置，传导带 640 与开关 638 接触。(常规 CPR 过程中，阀构件 634 不能够移动足够远的距离，接触也就不会发生)。这会闭合开放线路并激发电磁线圈 626 以延伸臂 628 并触发控制回路内的计时电路和电池盒 644。磁体 629 和 632 具有相反磁极，只要电磁线圈 626 被激发，这就引起阀仍然处于如图 35 所示的开启和不作用位置。通过这种方式，病人可以通过阀 620 连续自由呼吸。虽然图中所示为相反的极性磁体，应当明了具有柱塞作用的电磁线圈臂也可以替代磁体，以与阀构件 634 形成物理接触，并因此保持阀处于开启和不作

用位置。通过注意指示器 **630** 的回缩及不可见，抢救人员能够得知阀 **620** 处于开启位置。

阀 **620** 可包括一个自动/手动开关 **646**，其可设置在自动模式。在此模式下，当超过预置时间间隔时，计时回路自动激活电磁线圈 **626**，并使阀 **620** 还原至图 34 所示的关闭和作用位置。如图 35 所示，如果开关 **646** 设置为手动，那么电磁线圈 **626** 则保持作用位置，而阀 **620** 则保持开启和不作用位置，呼吸气体可以自由流入肺部。阀 **620** 保持开启位置，直到抢救人员通过按压手动复位开关 **648** 手动地重新设定电磁线圈 **626**。通过观察现在处于伸出状态的指示器 **630**，抢救人员可以注意到阀 **620** 处于关闭和作用位置。

图 36 和 37 图示可用于本文所描述系统的安全阀 **650** 的另外的具体实施例。阀 **650** 包括一个有止动装置 **654** 的罩体 **652**。配备有密封件 **658** 的阀构件 **656** 位于罩体 **652** 内。如图 36 所示，当阀 **650** 处于关闭或者作用位置时，密封件 **658** 与止动装置 **654** 接触，以阻止气体流经阀 **650**。在关闭位置下，弹簧 **660** 使密封件 **658** 相对于止动装置 **654** 承载，直到胸内负压超过一定阈值，并且密封件 **658** 从止动装置 **654** 分离开来，从而允许呼吸气体进入肺部。一旦胸内负压低于阈值，阀 **650** 即可还原至关闭位置。

病人喘息所产生的作用力足以移动阀构件 **656**，因而，如图 37 所示，一对弹簧负载的销 **662** 嵌入 (lodge) 阀构件 **656** 上锁定销座 **666** 的槽 **664** 内。通过这种方式，阀 **650** 被锁止在开启或不作用位置，其是由病人的喘息所引起。当销 **662** 进入槽 **664** 时，销 **662** 的末端移入罩体 **652** 中，以提示抢救人员阀处于不作用位置。销 **662** 的末端可涂成彩色以方便抢救人员识别。为重新使阀 **650** 作用，抢救人员可向上方拉动阀构件 **656** 上的拉环 **668**。这样，销 **662** 即可脱离槽 **664**，从而允许阀弹回至图 36 所示的关闭位置。

参见图 38-40，图示经改进的阀 **650** 结合于阀系统 **670** 中。后者与病人气道相连，以调节 CPR 过程中进入病人肺部的气流，其方式与本文所述其它阀调节系统具体实施例类似。为方便描述，在描述图 38-40 时，与阀 **650** 的相同的元件将采用相同的附图标号。阀 **650** 的使用使得病人首次喘息后的喘息和呼吸不受气道阻力的干扰。可替换地，阀 **650** 初始可以设定在不作用位置，当通过阀系统 **670** 初始换气时，阀 **650** 即可转换至作用状态，或者，如果病人喘息并锁定阀 **650** 于开启和不作用位置，随之进行换气。

阀 **650** 位于系统罩体 **672** 内。此罩体具有一个进口端 **674** 和出口端 **676**。可方便地采用与其它具体实施例类似的换气源，病人可通过进口端 **674** 换气。出口端 **676** 可与接口连接，其允许系统 **670** 与病人气道接合。位于罩体 **672** 内的是单向膜阀 **678**，其与接口 **680** 相隔一定距离。图 38 中，系统 **670** 处于静止状态，不存在喘息或者换气。当进行 CPR 时，按压胸腔而从病人胸腔压迫出的气体被允许流经接口 **680**，并通过阀 **678**。在病人胸腔减压期间，当胸内负压增加时，阀膜 **678** 向着接口 **680** 的方向移动，以关闭阀。如果阈值压力被克服，则阀 **650** 开启，以允许呼吸气体通过阀 **650** 后流经开口 **676**。然后，阀 **650** 还原至关闭位置，并重复此循环。

如果阀系统 **670** 与病人气道相连，并且病人喘息或者开始自主呼吸，那么阀系统 **670** 自动调节至图 39 所示的状态，从而病人呼吸可不受气道阻力限制，因而呼吸气体可进行交换。当病人喘息或者开始呼吸时，阀 **678** 关闭，而负压导致阀 **650** 开启并锁定在适当位置，其方式类似于先前和图 37 一起描述的方式。通过这种方式，阀 **650** 保持开启和不作用位置，直到抢救人员通过拉动拉环 **668** 进行重新设定。

如图 40 所示，将阀 **650** 还原至关闭或作用位置的另一种方式是使病人通过进口 **674** 换气。当向进口 **674** 注入呼吸气体时，所注

入气体流经阀 678 并通过口 680, 在此处, 气体通过出口 676 流向病人。在这种情况下, 气流推动换气簧片 682, 后者又推动与楔 686 相连的臂 684。楔 686 的移动引起与复位楔 690 相连的臂 688 的侧向移动。楔 690 放置在向上移动斜面 692 的顶部。当臂 688 侧向移动时, 楔 690 沿斜面 692 向上移动, 并与拉环 688 接触。这样一来, 阀构件 656 被向上拉, 直到销 662 与槽 664 脱离, 并且通过弹簧 660 的力量阀 650 还原至关闭和作用位置。然后, 如果需要的话, 复位弹簧 694 可以使换气簧片 682 复位至原来位置, 而楔 690 沿斜面 692 滑动返回, 从而阀 650 可还原至关闭位置。阀 650 保持在关闭和作用位置, 直到另一次喘息或者自主呼吸发生。

图 41 简要说明了阀调节系统 700 的另一个具体实施例, 其设置为显示 CPP 期间病人胸腔内的压力。阀调节系统 700 可为类似于本文所描述的任何阀调节系统。因此, 为方便讨论, 这里仅简要介绍阀调节系统 700。阀调节系统 700 包括一个罩体 702, 后者具有一个进口 704 和一个出口 706。病人胸腔减压过程中, 采用压力回应阀 708 来控制气流进入罩体 702, 其方式类似于在其他具体实施例中所描述的方式。压力计 710 用于测量和显示罩体 702 内的压力, 此压力相应于病人胸腔内压力。通过这种方式, 压力计 710 可为抢救人员提供直接反馈, 并且可用来作为指导以确定胸腔按压和/或减压是否在适当地进行。

压力传感接口 712 与插管 714 相连, 而后者与压力传感控制单元 716 相连。这样, 在胸腔按压或者减压过程中, 可监测到压力的变化, 并作为计数电路以触发换气控制电路 718, 从而在监测到一定数目后, 采用换气机 720 自动给病人提供换气。

可替换地, 也可采用数字控制单元, 它能够显示胸腔内压力以及换气之间的按压次数。利用这种配置, 压力传感接口 712 由空气传递压力信息。在这种情况下, 就不需要罩体 702 上的压力计。

本发明的阀调节系统也可以用于治疗休克。休克可方便地定义为严重低血压，如果不进行治疗，其可能导致死亡或者残疾。可采用本发明的技术治疗的休克类型包括但不限于：失血造成的低血压、中暑、血管迷走性晕厥（通常的晕厥）、溺水、药物服用过量、心脏病发作、右心衰竭、从外空返回地面、败血症、心包积液、堵塞、和类似情况。此外，本发明的阀调节系统可以用于改变控制血压的颈动脉心肺反射的灵敏度（通过降低吸气时的胸内压）。

用于治疗休克的阀系统可设置成完全阻止、或者提供病人呼吸时呼吸气体进入病人肺部的阻力。对于完全阻止呼吸气流的阀系统来说，这样的阀可以设置成压力回应阀，在达到胸内负压阈值后，这些阀即开启。只提供呼吸流阻的阀调节系统也可以是可调的，从而一旦达到所希望的胸内负压，流阻就变小。此外，本发明的阀可以设置成可调的，包括手动或者自动调节。流阻的变化程度可基于通过一个或者多个传感器所测定的生理参数（其与要治疗的病人有关）。因此，通过调节流阻，可将病人的生理参数控制在可接受范围内。可以测定的生理参数的实例包括但不限于：胸内负压、呼吸率、潮气末二氧化碳分压、呼气末正压、血压、氧饱和、组织二氧化碳含量、以及类似参数。如果采用自动系统，这样的传感器可与控制装置相连，后者的作用是控制一个或者多个调节机构，改变吸入阀的阻力或者启动压力。

参见图 42 和 43，图示了可用于治疗休克病人的系统 **800** 的具体实施例。系统 **800** 包括一个与面罩 **804** 相连的罩体 **802**。罩体 **802** 包括一个吸气窗形接口 **806**，吸入气体通过此接口允许进入罩体 **802**。位于接口 **806** 下方的是一个槽形气道阻力装置 **808**，后者可以完全阻止或者提供通过接口 **806** 流入罩体 **802** 的呼吸气体的阻力。也在图 46A 和 46B 也对阻力装置 **808** 进行了说明。它可以由槽形构件 **810** 和开槽板 **812** 构成。如图 46B 所示，槽形构件 **810** 相对于板 **812** 可以移动，从而部分或者全部覆盖板 **812** 上的槽。由此，只要

将开槽板 **812** 相对于槽形构件 **810** 进行移动, 即可增加吸入流阻。如图 42 所示最明了, 可采用移动轴 **816** 的马达 **814** 将槽形构件 **810** 移至开槽板 **812** 之上, 以改变流阻。非必选地, 过滤器 **818** 可以安装在阻力装置 **808** 下方。

系统 **800** 进一步包括一个单向阀 **820**, 其阻止呼出气体通过阻力机构 **808** 返流。位于单向阀 **820** 上游的是氧气口 **822**, 以在吸气过程中允许给病人供氧。系统 **800** 进一步包括另一个单向阀 **824**。当病人呼气时, 阀 **824** 开启以允许呼出气体通过呼气口 **826** 排出罩体 **802**。

系统 **800** 也可以包括一个或多个传感器 **828**, 其可以测定多种生理参数, 如流速、病人内部压力、潮气末二氧化碳分压、以及类似参数。这些传感器可与电路板或者控制装置 **830** 相连。根据所监测到的参数, 后者通过编程控制调节马达 **814** 的运转。这样, 只需要控制自动阻力装置 **808** 所提供的阻力, 即可将所测定参数保持在理想范围内。虽然图中并未示出, 应当明了其它传感器也可与电路板 **830** 相连, 而且并不一定安装在罩体 **802** 或面罩 **804** 内。系统 **800** 也可以包括电池 **832**, 以为系统 **800** 的各种电子元件提供电能。也可采用控制按钮 **834** 来启动系统 **800**。

非必选地, 为了确保吸气腔不会被气道阻抗装置完全闭塞, 可用下述方式制备模制止动器, 即气道可总是具有微小的开口以进行吸气。作为另一个可选方案, 阀和传感系统可连接至其它气道装置, 包括气管内插管、喉罩、或者其他类装置。

图 44 图示了当面罩 **804** 与病人相连、且病人吸气时的系统 **800** 的情况。如图所示, 吸入气体通过气流阻力已增加的阻力装置 **808**。非必选地, 通过氧气口 **822** 也可向病人提供氧气。图 45 说明病人呼气时的情况。如图所示, 呼出的气体通过单向口 **824** 并通过呼气口 **826** 排出。

虽然通过一特定类型的阀介绍了系统 **800**，但是应当理解，多种吸入阀均可采用，包括任何前述的吸入阀。此外，图 47-53 说明了可用于阻止或者增加吸气过程中流阻的其它类型的吸入阀。此外，任何这些吸入阀均可以与其它机构结合，操纵阀以调节流阻。以这种方式，控制装置可用来自动控制阻力水平。此外，控制装置可与一个或者多个传感器相连，从而病人的各种生理参数可保持在一定理想范围内。其方法很简单，即测定生理参数，并利用这些参数来调节阻力水平。

图 47A 和 47B 展示了包括气道 **838** 和可移动圆盘 **840** 的吸入阀 **836**。任何类型的机械装置均可移动圆盘 **840** 以封闭气道 **838**，从而提高流阻。

图 48A 和 48B 展示了包括气道 **844** 和可转动圆盘 **846** 的吸入阀 **842** 的另一个具体实施例。如图 48B 所示，可以转动圆盘 **846** 以提高气流通过气道 **844** 的阻力。

图 49A 和 49B 展示了包括气道 **850** 的吸入阀 **848**，阀 **848** 是由气道 **850** 位于一对盘 **852** 和 **854** 之间构成。如图 49B 所示，采用可转动凸轮 **856** 推动盘 **854** 以挤压气道 **850**，从而增加流阻。方便地，凸轮 **856** 的转动可由马达 **858** 带动，后者又可由控制装置控制，其方式与前述类似。

图 50A 和 50B 图示了吸入阀 **860** 的另外的具体实施例，**860** 由气道 **862** 位于两盘 **864** 和 **866** 之间构成。而盘 **866** 又与螺纹轴 **868** 相连，后者可通过步进马达 **870** 前后移动，而马达 **870** 也可以与控制装置相连。如图 50B 所示，在运转过程中，采用步进马达 **870** 推动盘 **866** 以挤压气道 **862**，从而增加流阻。

图 51A 和 51B 图示了吸入阀 **872**，其由气道 **874** 在一对盘 **876** 和 **878** 之间构成。盘与卡钳装置 (caliper mechanism) **880** 连接，后

者依次又与丝杆 **882** 连接。丝杆 **882** 可通过步进马达 **884** 移动。这样，如图 51B 所示，步进马达 **884** 可用于操纵卡钳装置 **880**，从而挤压气道 **874** 以增加流阻。

图 52A 和 52B 展示了包括隔圈闭塞装置 **888** 的吸入阀 **886**。如图 52B 所示，隔圈闭塞装置 **888** 可进行操作以减小气道的尺寸，由此增加气流阻力。

图 53A 和 53B 图示了包括气道 **892** 和可转动臂 **894** 的吸气阀 **890** 的另一个具体实施例，其中可转动臂 **894** 依次可与步进马达相连。如图 53B 所示，臂 **894** 在气道 **892** 上方转动，从而增加流阻。

图 54A 至 54C 说明了治疗休克病人的一个示例方法。此过程从步骤 **900** 开始，在该处可将治疗系统与病人气道连接。例如，先前与图 42 一起描述的系统可连接至病人面部。如步骤 **902** 所示，打开电源开关，如步骤 **904** 所示，气道阻力装置可置于打开位置。该治疗装置可包括多种预先设定的生理参数，根据开始所读取的参数数值，可判断病人的情况。在步骤 **908** 中，做出判断：根据在步骤 **906** 中所预先读取的生理参数判断是否已监测到呼吸。如果没有监测到呼吸，返回到步骤 **904**，以确保气道阻力装置处于打开位置。

如果监测到呼吸，继续进行步骤 **910**，其中气道阻力装置是处于预先设定的位置。此位置的设定是根据在步骤 **906** 中所监测到的初始生理参数。此外，气道阻力可手动设置或采用控制装置自动设置，其中控制装置用基于所监测生理参数的多个预先设定位置进行编制程序。然后过程继续进行到步骤 **912**，此时评估生理参数，以确定病人吸气时吸气负压是否可接受。如果吸气负压过低，则进行步骤 **914**，其中气道阻力增加。这可以通过控制装置以自动方式来实现，其中控制装置操纵气道阻力装置以增加气道阻力。阻力升高后，进行步骤 **916**，其中采用传感器来确定是否检测到呼吸。如果

没有，转回到步骤 **904**，其中气道阻力装置还原至初始位置或者完全打开的位置，然后继续进行流程中的步骤。

如果吸气负压过高，则转至步骤 **918**，其中气道阻力被降低。然后在步骤 **920** 中测量呼吸以确定是否检测到呼吸。如果没有，转回至步骤 **904**，其中可将气道阻力装置打开。如果在步骤 **920** 或步骤 **916** 中检测到呼吸，则返回步骤 **912**，其中对吸气负压进行另一次检测。一旦吸气负压达到可接受的水平，则继续进行步骤 **922**，其中对呼吸率进行评估。如果呼吸率不合适，则进行步骤 **924**，其中气道阻力被降低。在步骤 **926** 中，判断是否检测到呼吸。如果没有检测到呼吸，则返回至步骤 **904**，其中气道阻力装置可以是打开的。如果检测到了呼吸，则返回至步骤 **922**，其中对呼吸率进行另一次评估。如果呼吸率合适，则继续进行步骤 **928** 并评估潮气末二氧化碳分压。如果过低，则如步骤 **930** 中所示增加气道阻力，并在步骤 **932** 中进行另一次判断：病人是否正在呼吸。如果没有，返回至步骤 **904**，其中气道阻力装置被打开。如果潮气末二氧化碳分压过高，则进行步骤 **934**，其中气道阻力被降低，并在步骤 **936** 中再次检测病人呼吸。如果没有检测到呼吸，返回至步骤 **904**，其中气道阻力装置被打开。如果在步骤 **932** 或者 **936** 中检测到呼吸，则返回至步骤 **928**，其中重新评估潮气末二氧化碳分压。一旦其水平可接受，继续进行步骤 **938**，其中对氧饱和进行评估。如果太低，如步骤 **940** 中所示可降低气道阻力，并如在步骤 **942** 中所示进行判断：病人是否正在呼吸。如果没有，返回至步骤 **904**，并将气道阻力装置打开。如果氧饱和可接受，则进行步骤 **912**，以便可以继续监测吸气负压、呼吸率、潮气末二氧化碳分压、和氧饱和，并可根据这些参数调节气道阻力。

因此，图 54A 至 54C 中陈述的方法允许持续监测多种生理参数，并允许调节对吸入气流的阻力，因此在治疗休克病人时，这些参数的数值保持在可接受范围内。此外，如前所述，吸气负压的提

升可以增加返回右心的血流量，从而增加病人血压。虽然所示各种生理参数的监测具有一定顺序，但应当明了这些参数也可以按照其它顺序进行测定。此外，当治疗休克病人时，也可以测定其它生理参数，以确保病人处于稳定状态。非必选地，图 54A 至 54C 所示的方法也可用于评价病人的呼气末正压。此外，类似的气道阻力装置可连接至呼气口，并基于所测定参数可以调节呼气口的气道阻力。例如，可调节呼气压以有助于防止肺泡塌陷（肺膨胀不全），当胸内负压长时间过低时，可能出现这种情况。

虽然为了便于理解，通过图解和实施例对上述发明进行了详细描述，很显然，一定的变化和修改仍然在所附权利要求的范围内。

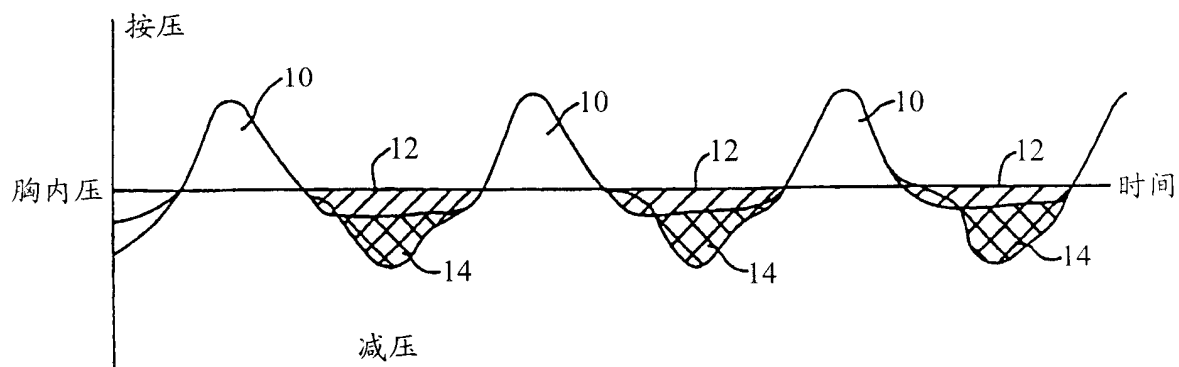


图1

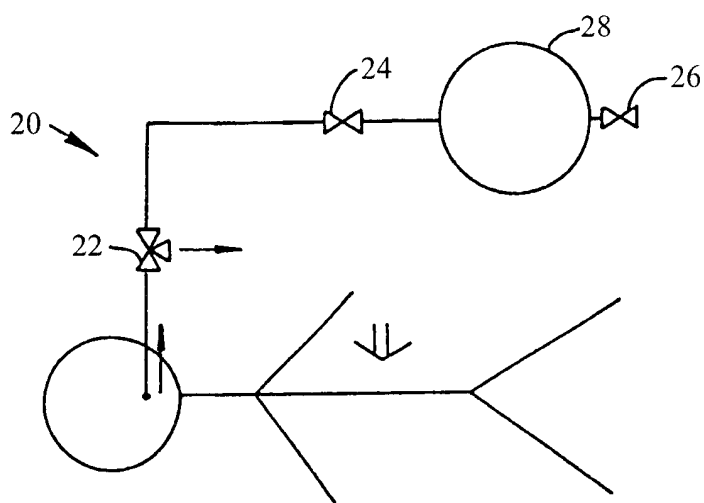


图2A

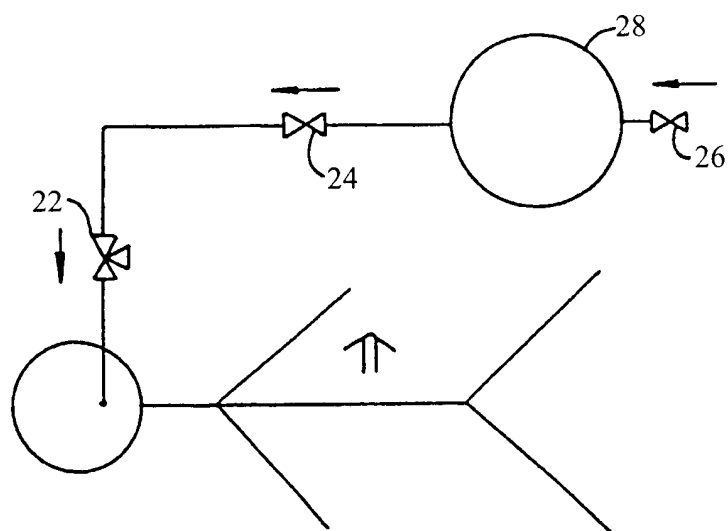


图2B

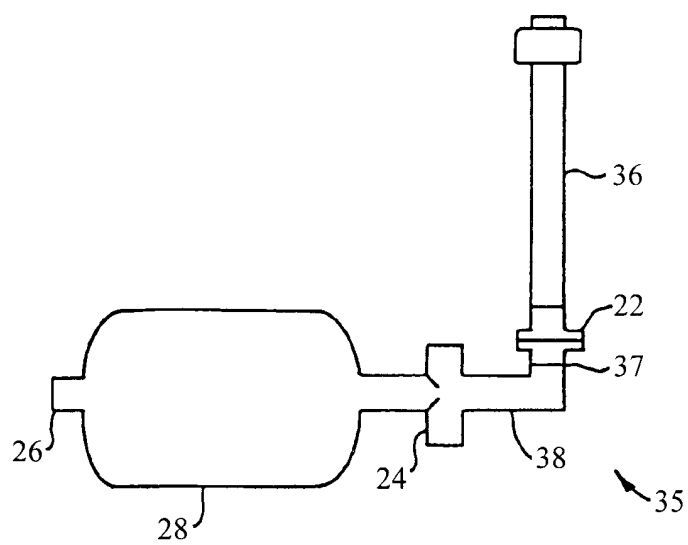


图3

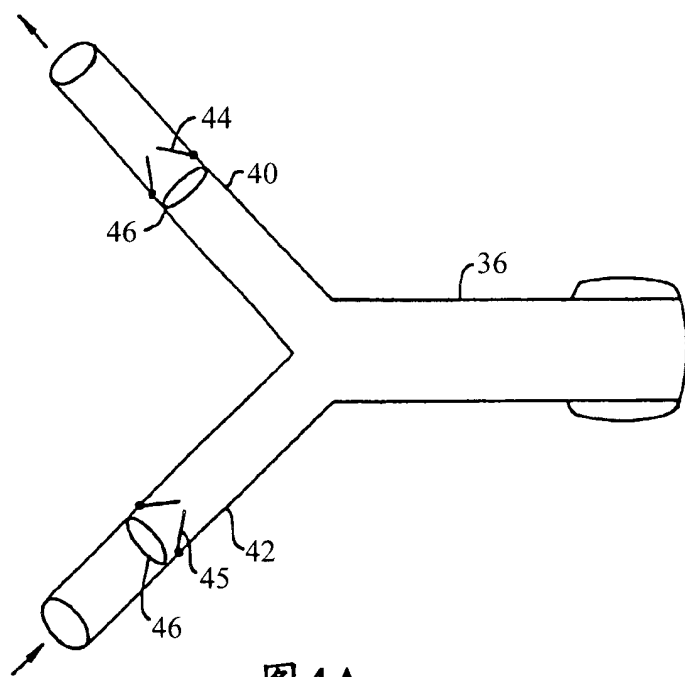


图4A

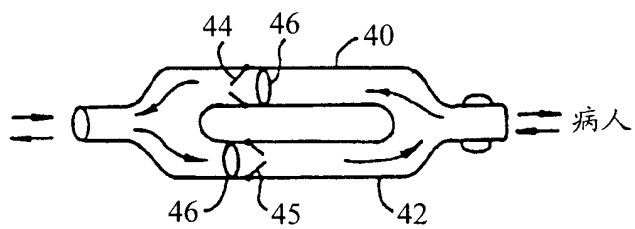


图4B

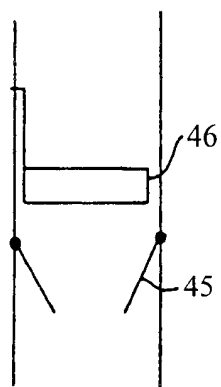


图5A

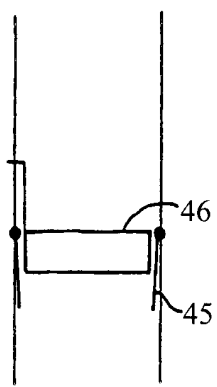


图5B

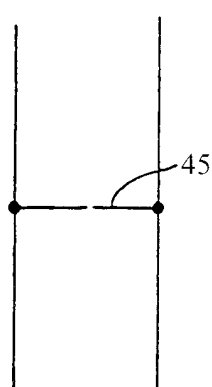


图5C

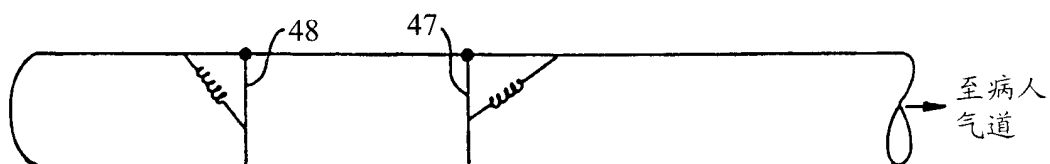


图6A

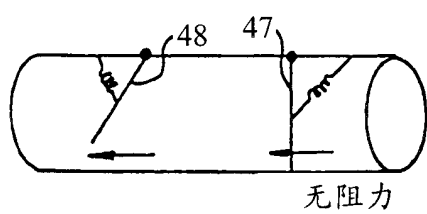


图6B

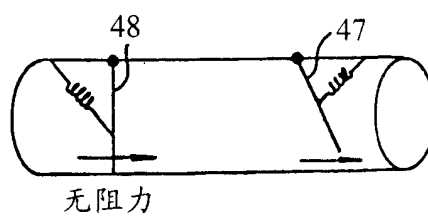


图6C

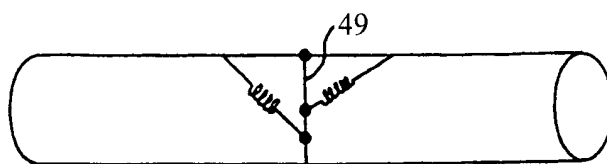


图7

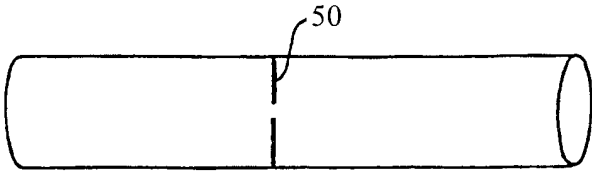


图8

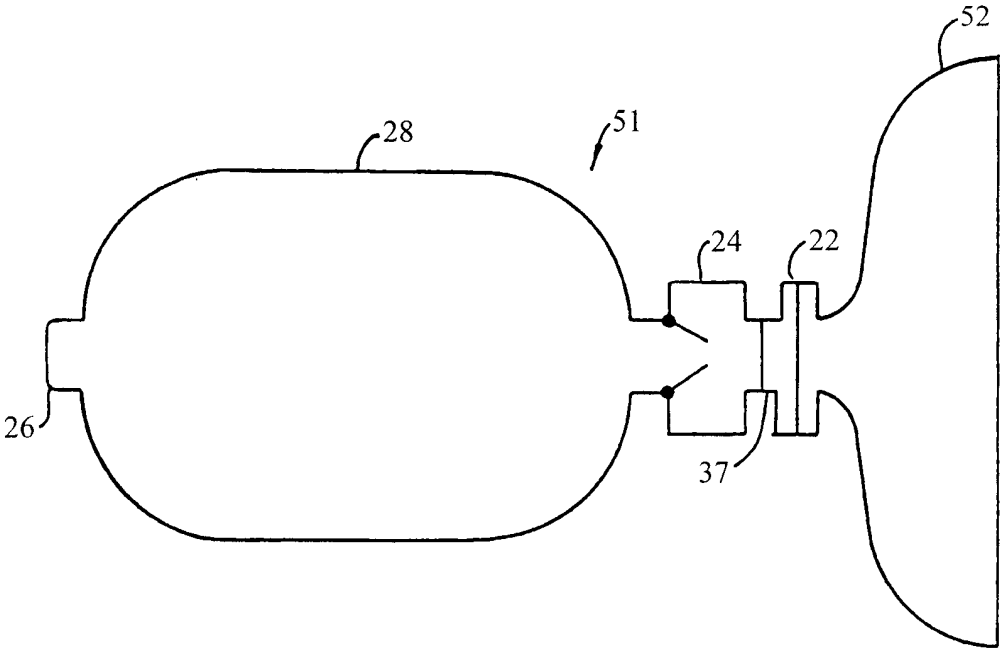


图9

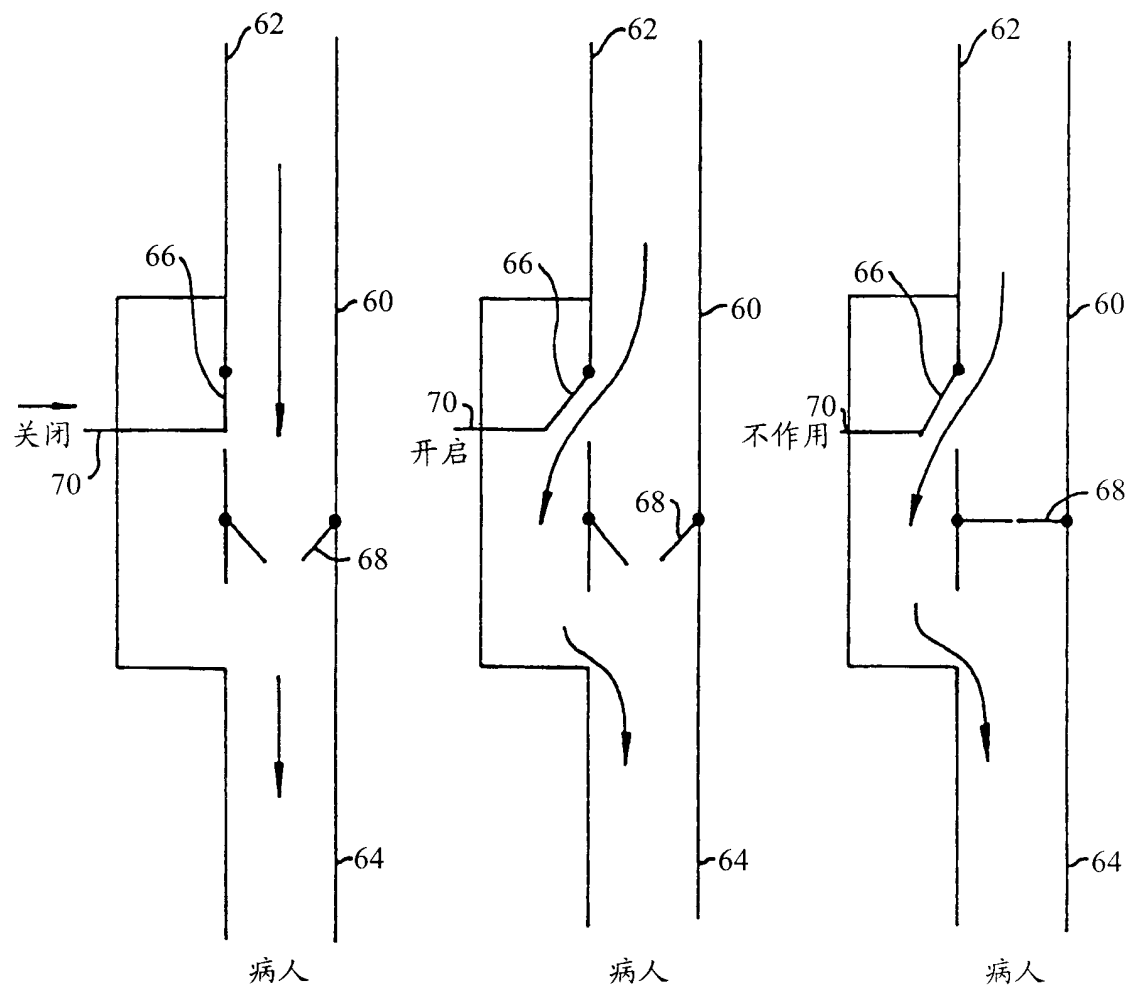


图10A

图10B

图10C

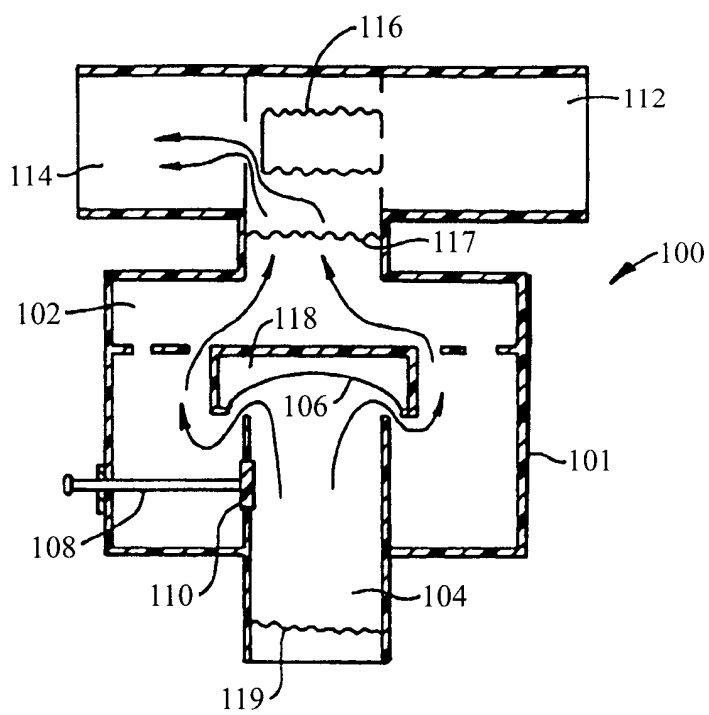


图 11

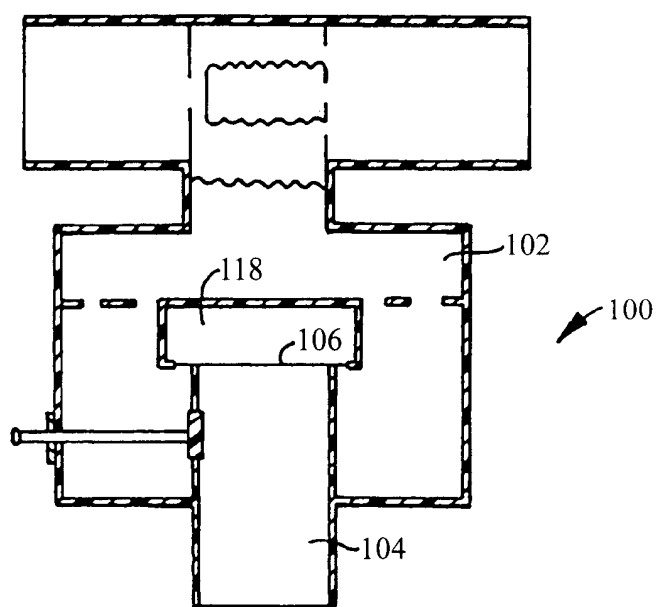


图 12

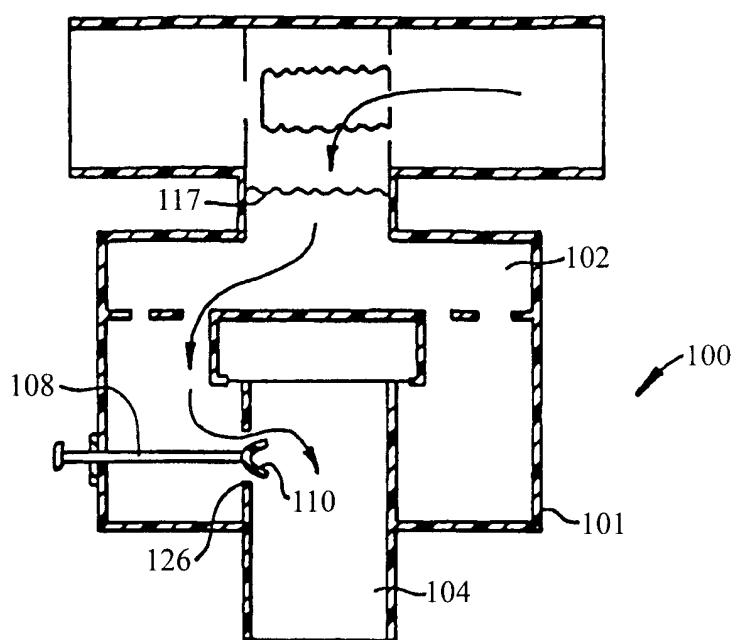


图 13

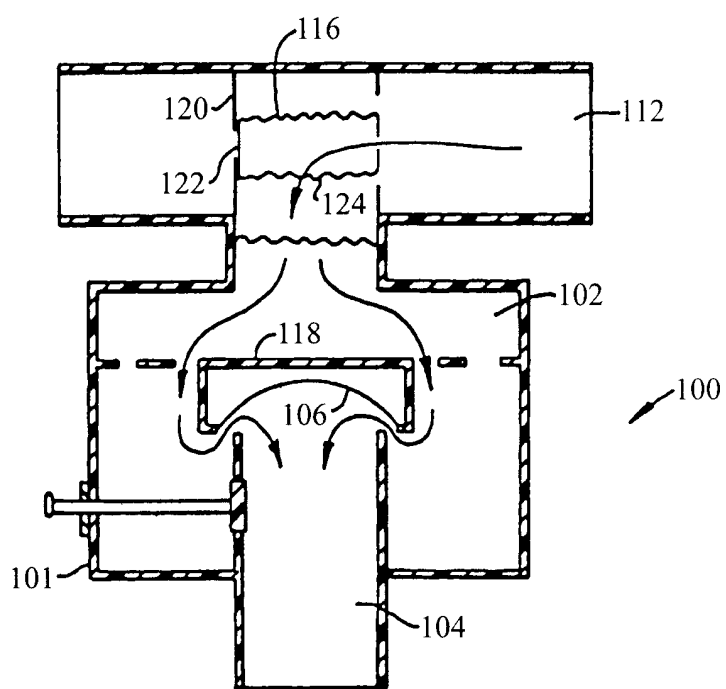


图 14

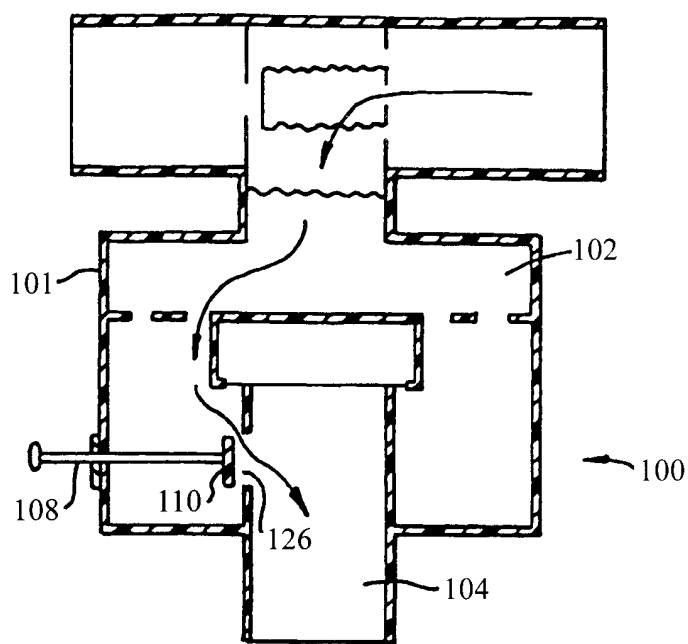


图 15

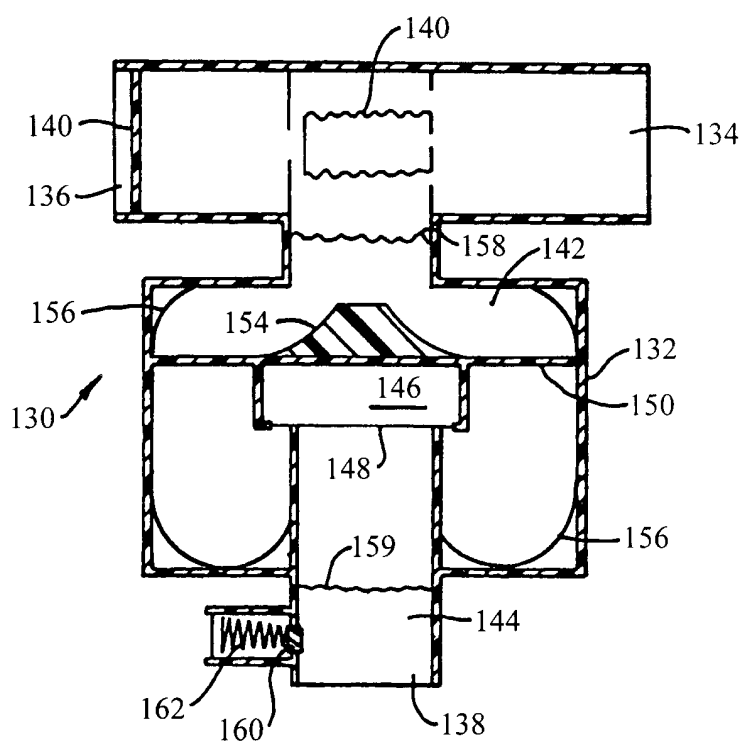


图 16A

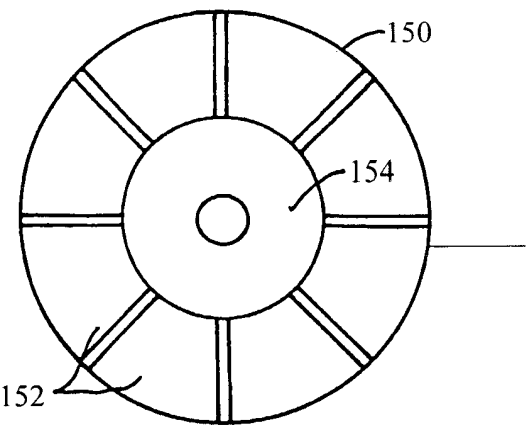


图 16B

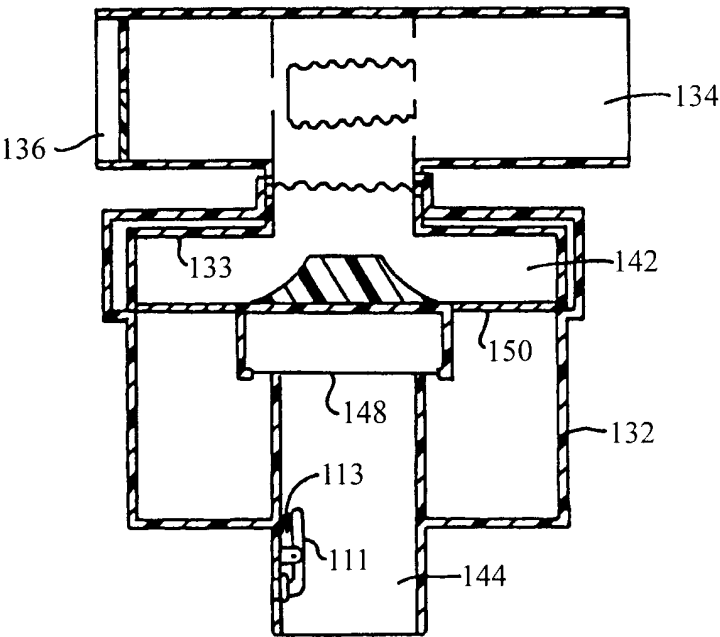


图 16C

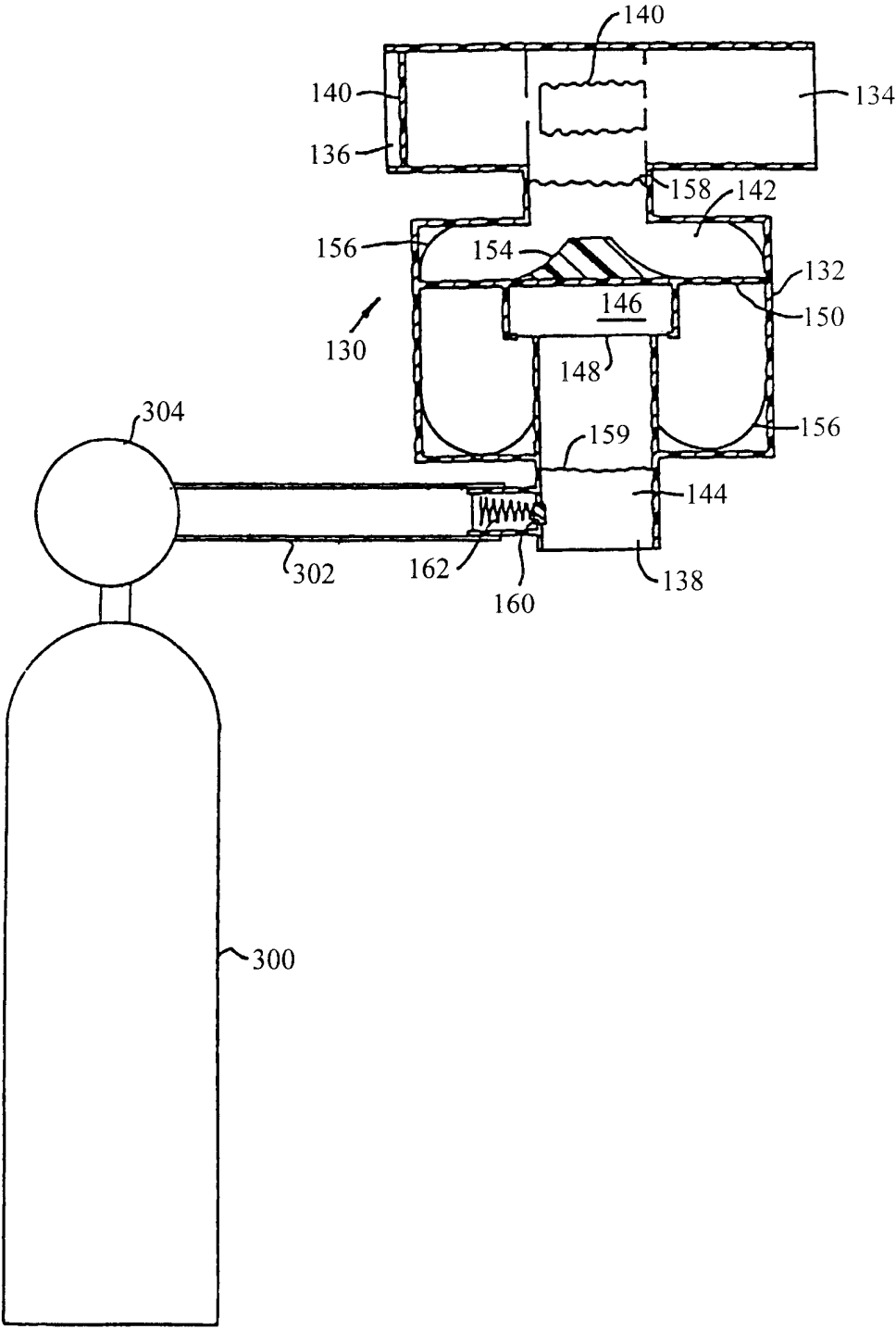


图16D

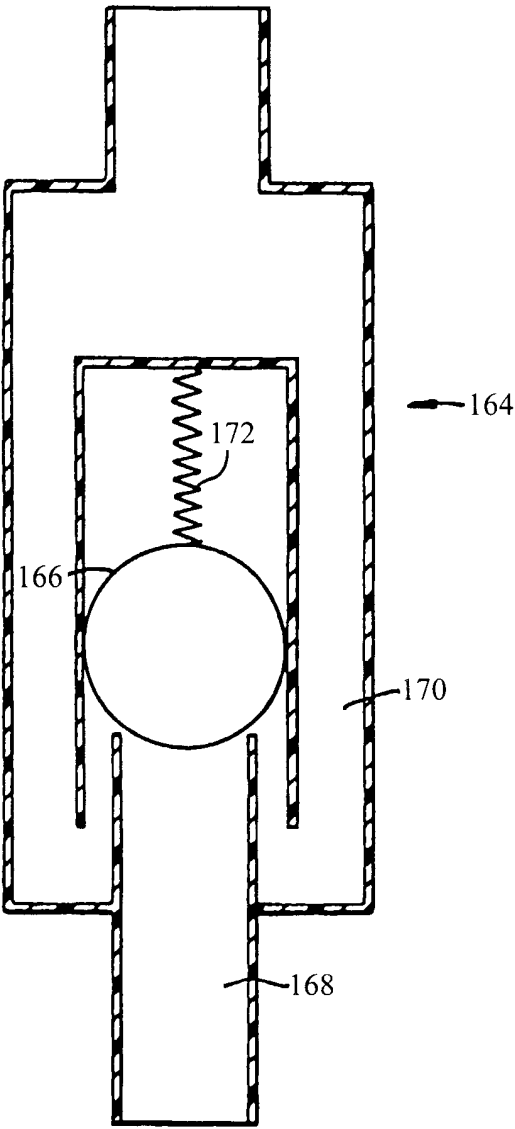


图 17

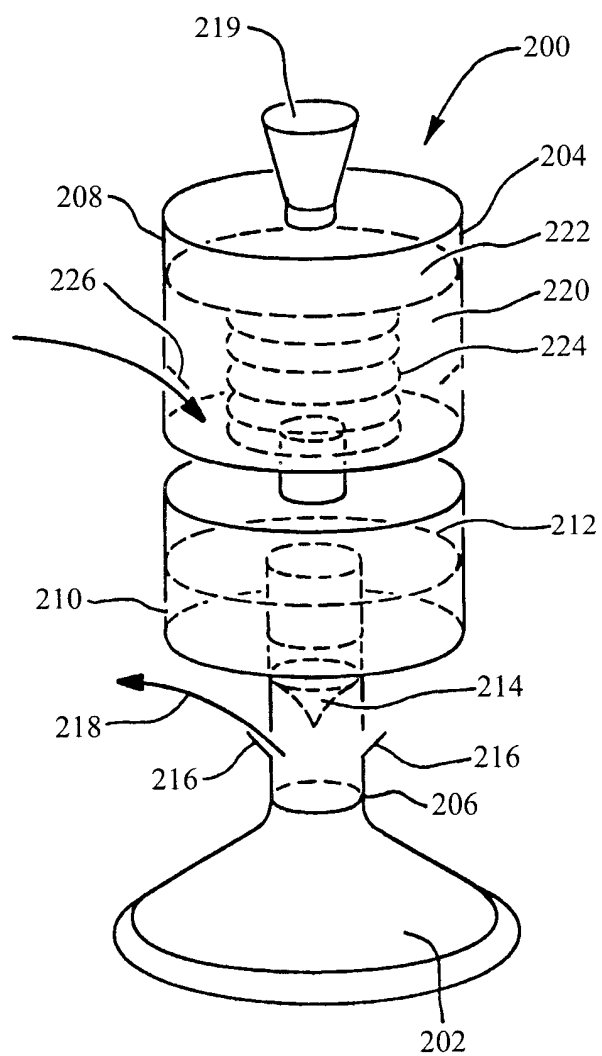


图 18

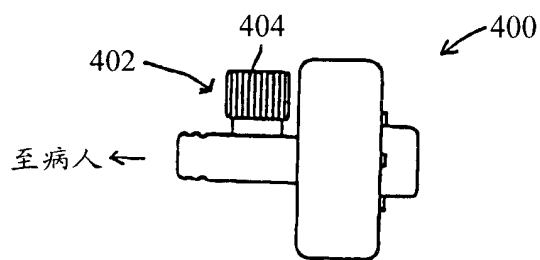


图19

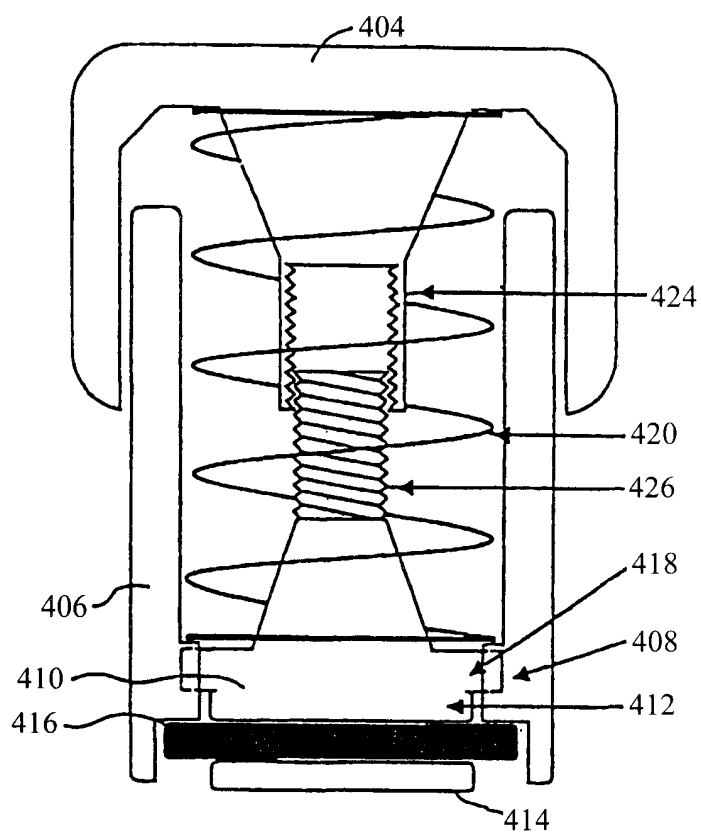


图20

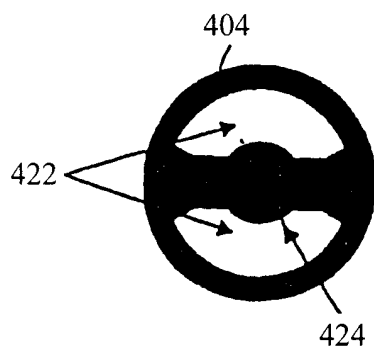


图21

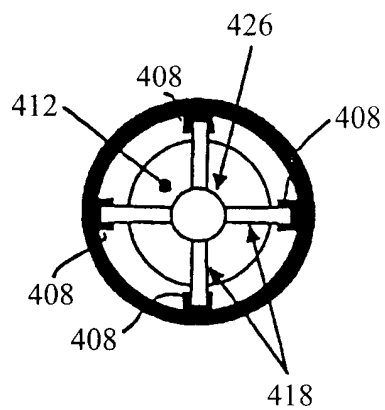


图22

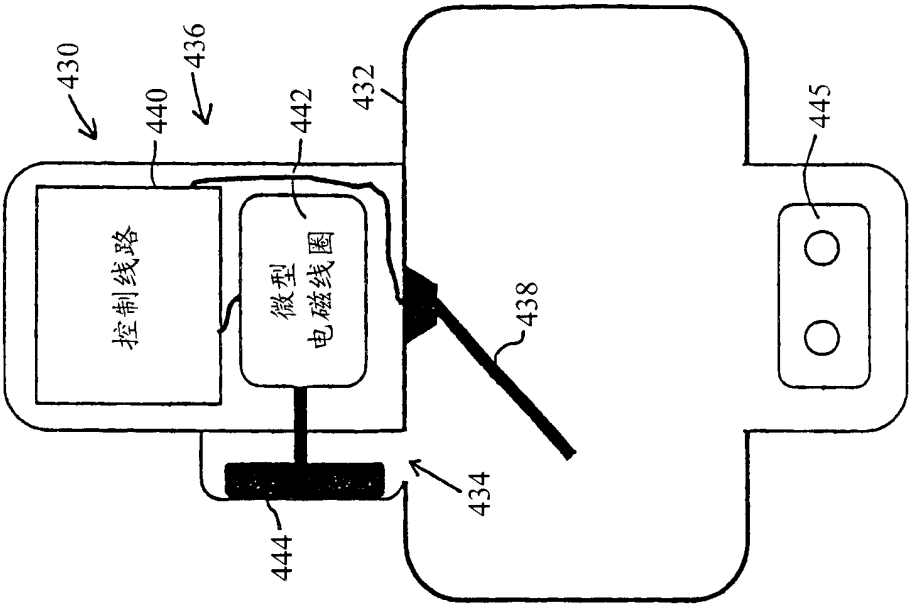


图24

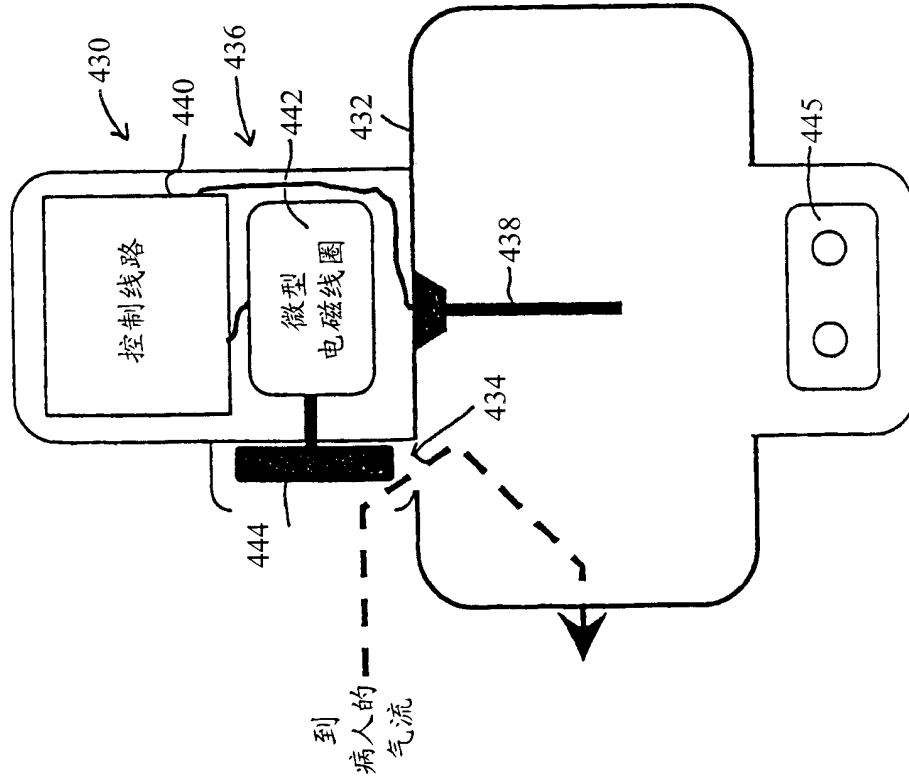


图23

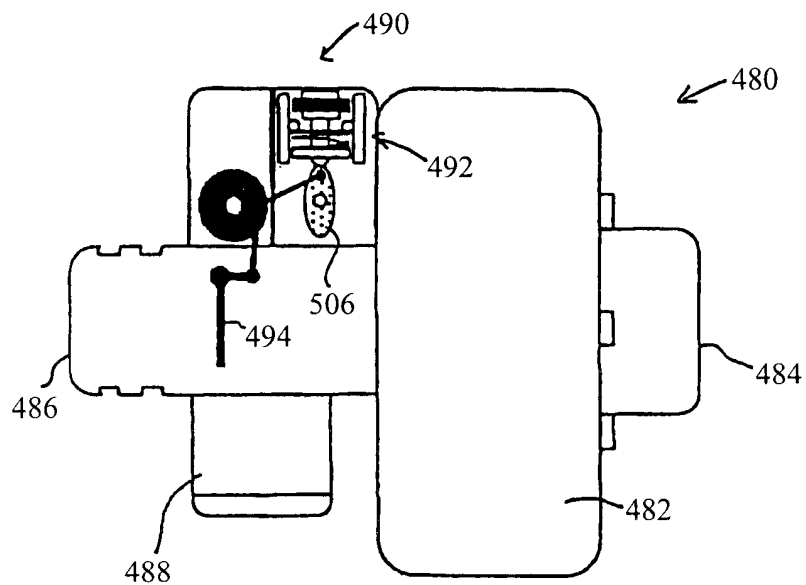


图25

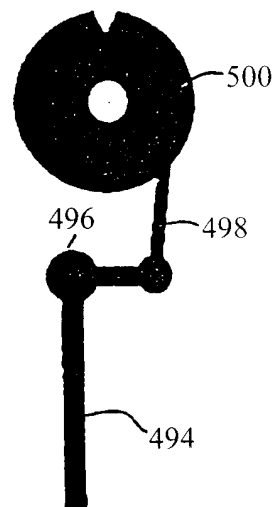


图26

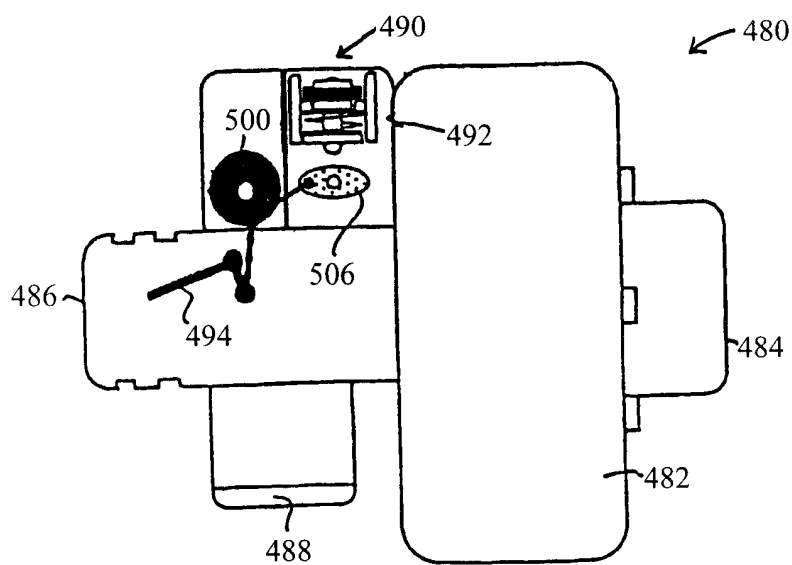


图27

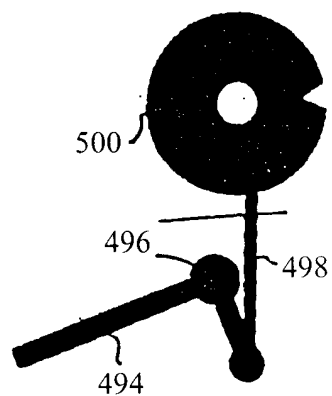


图28

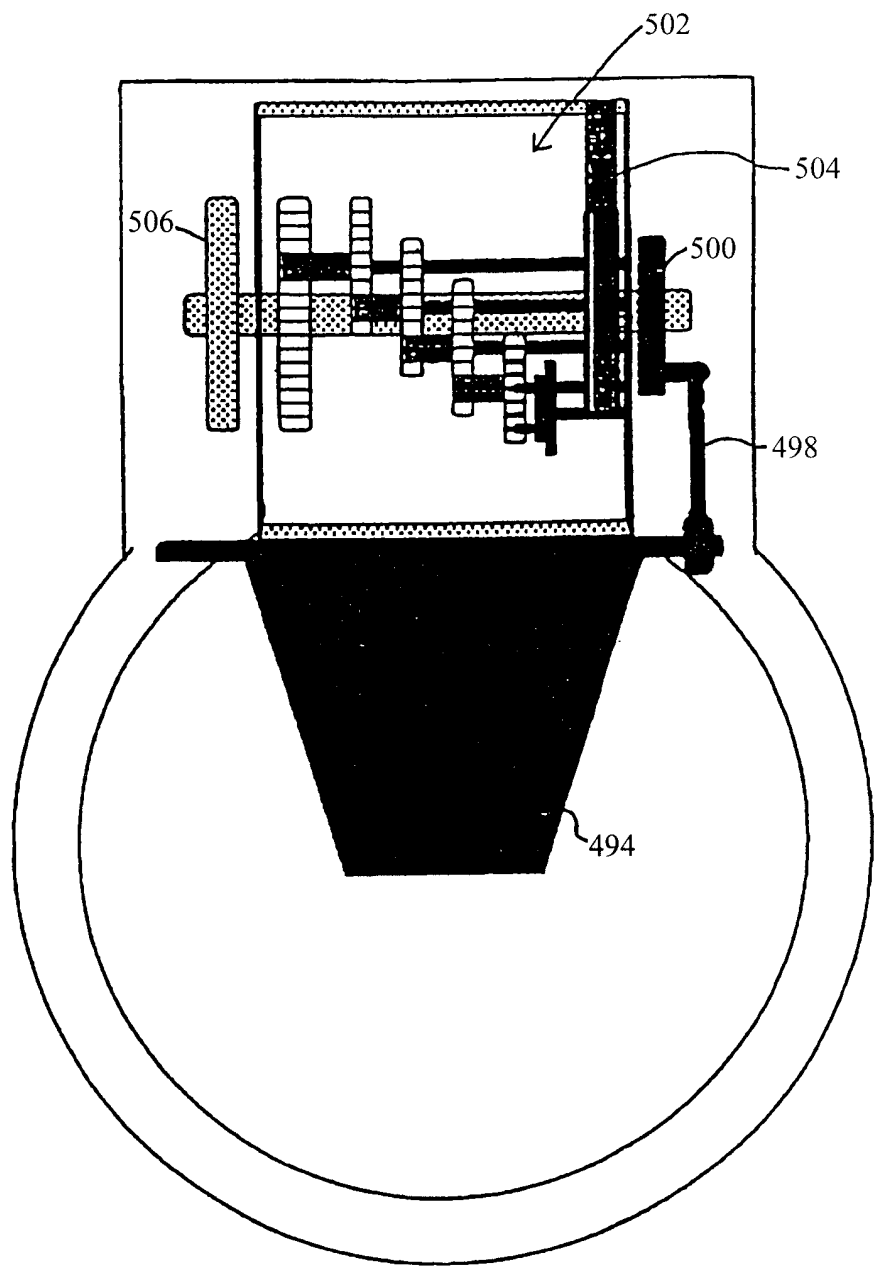


图29

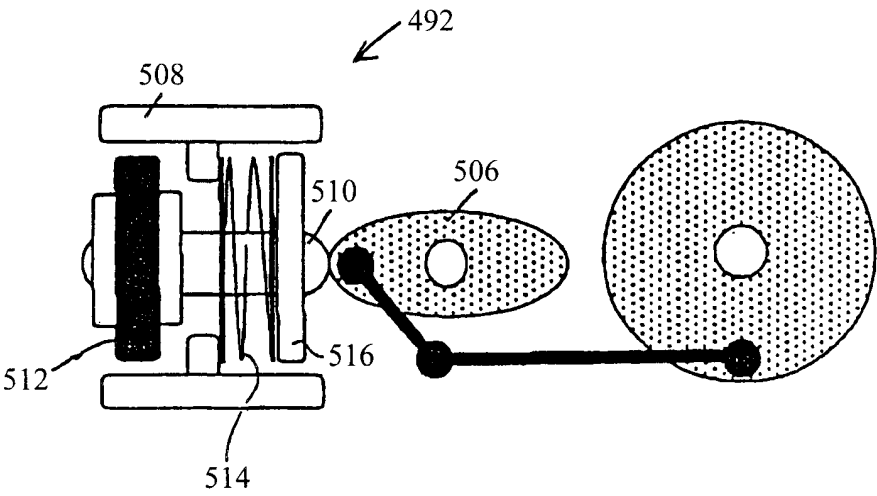


图30

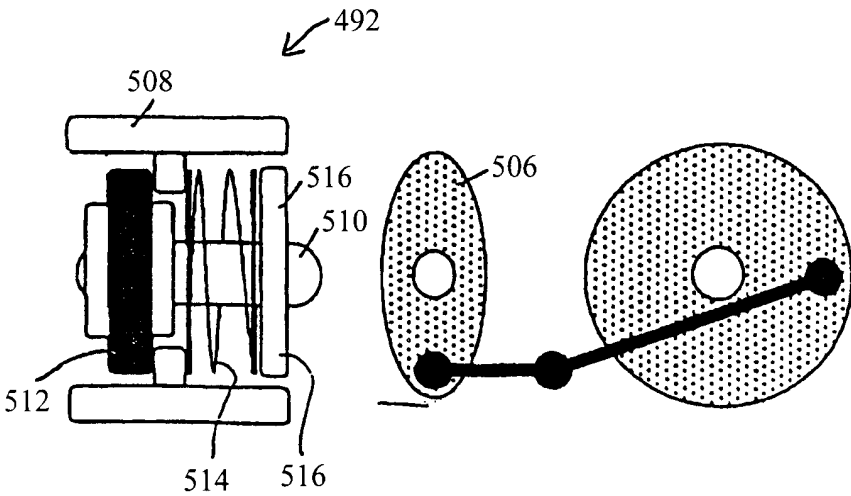


图31

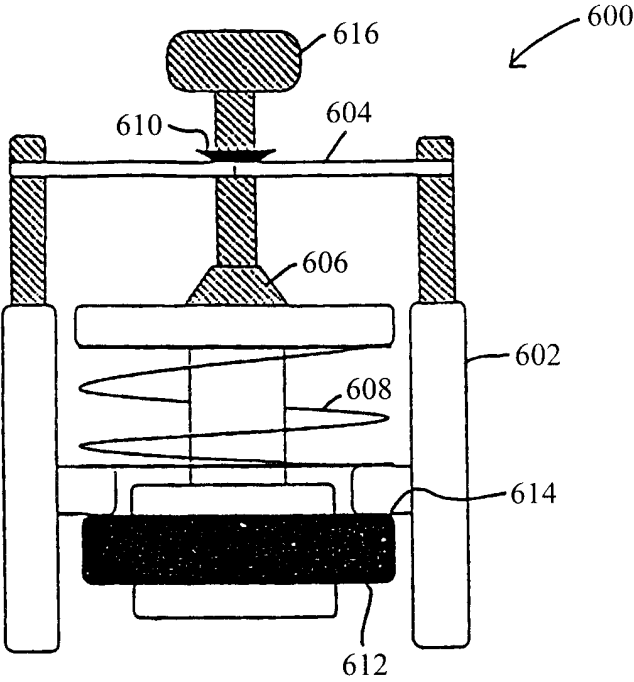


图32

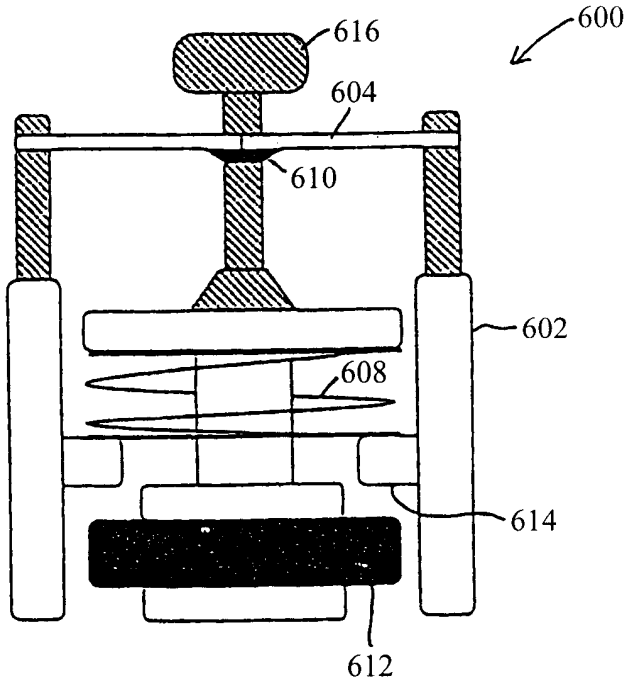


图33

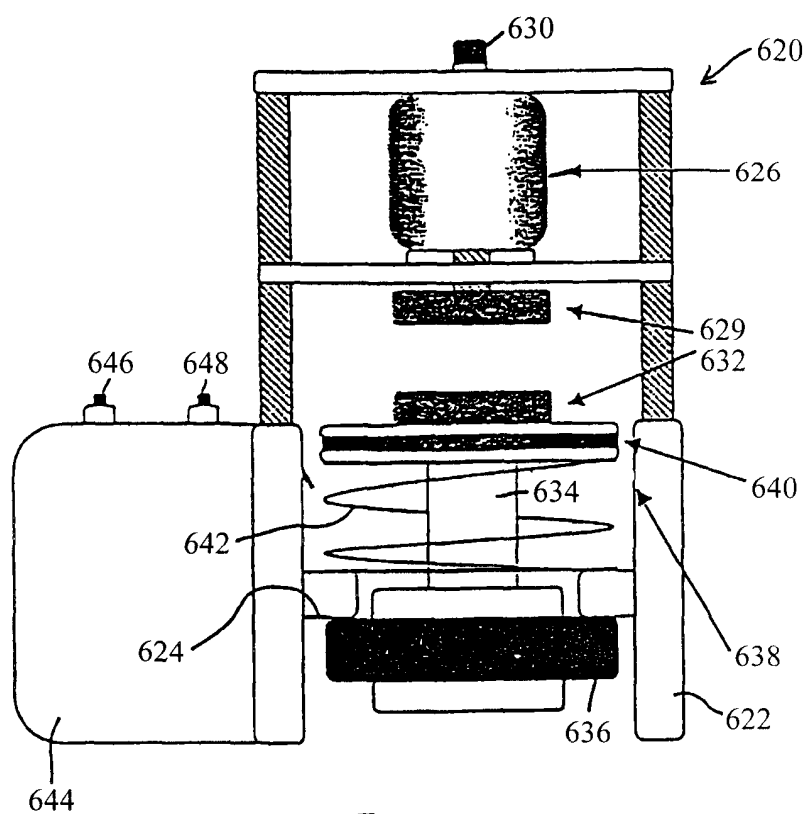


图34

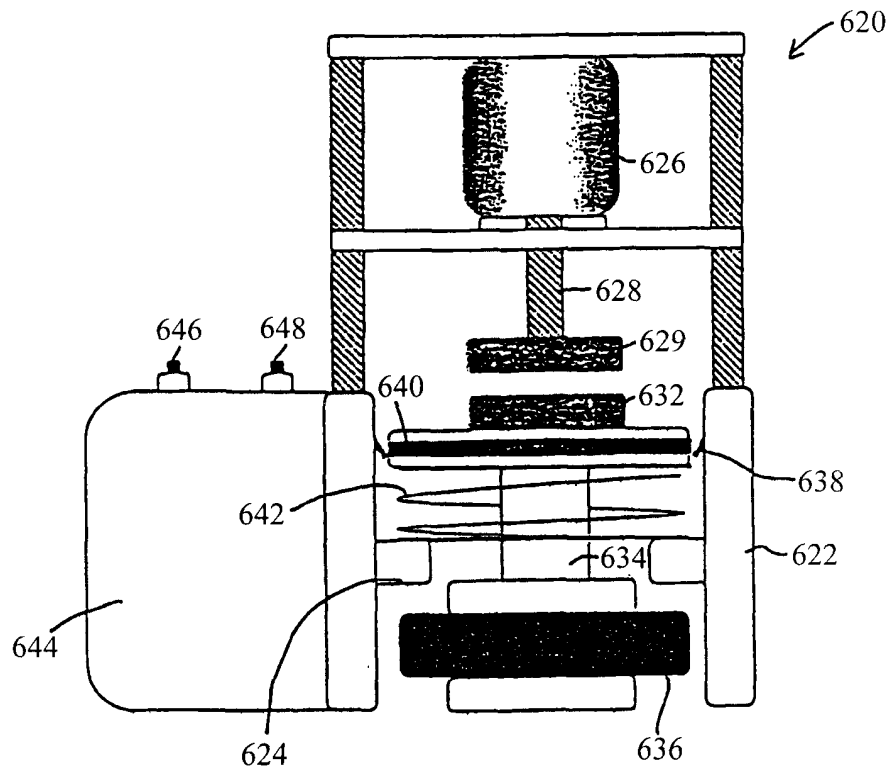


图35

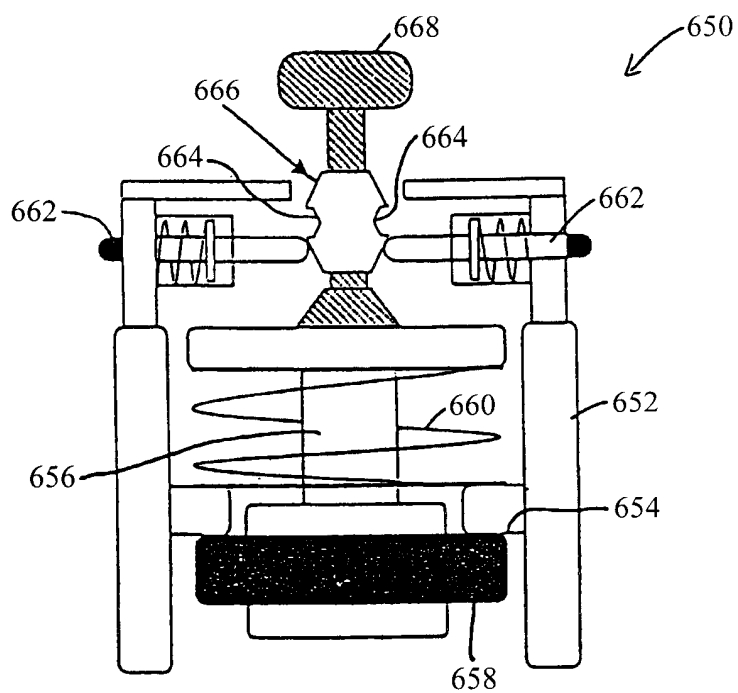


图36

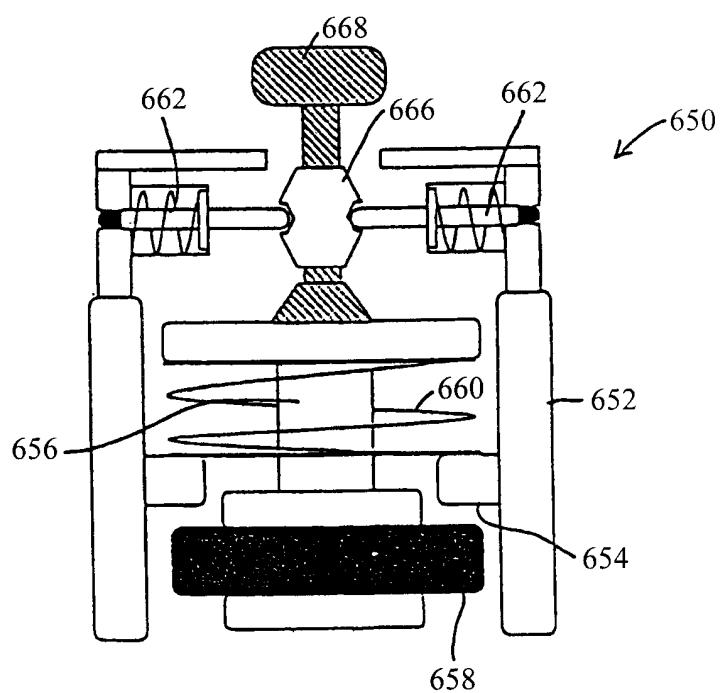


图37

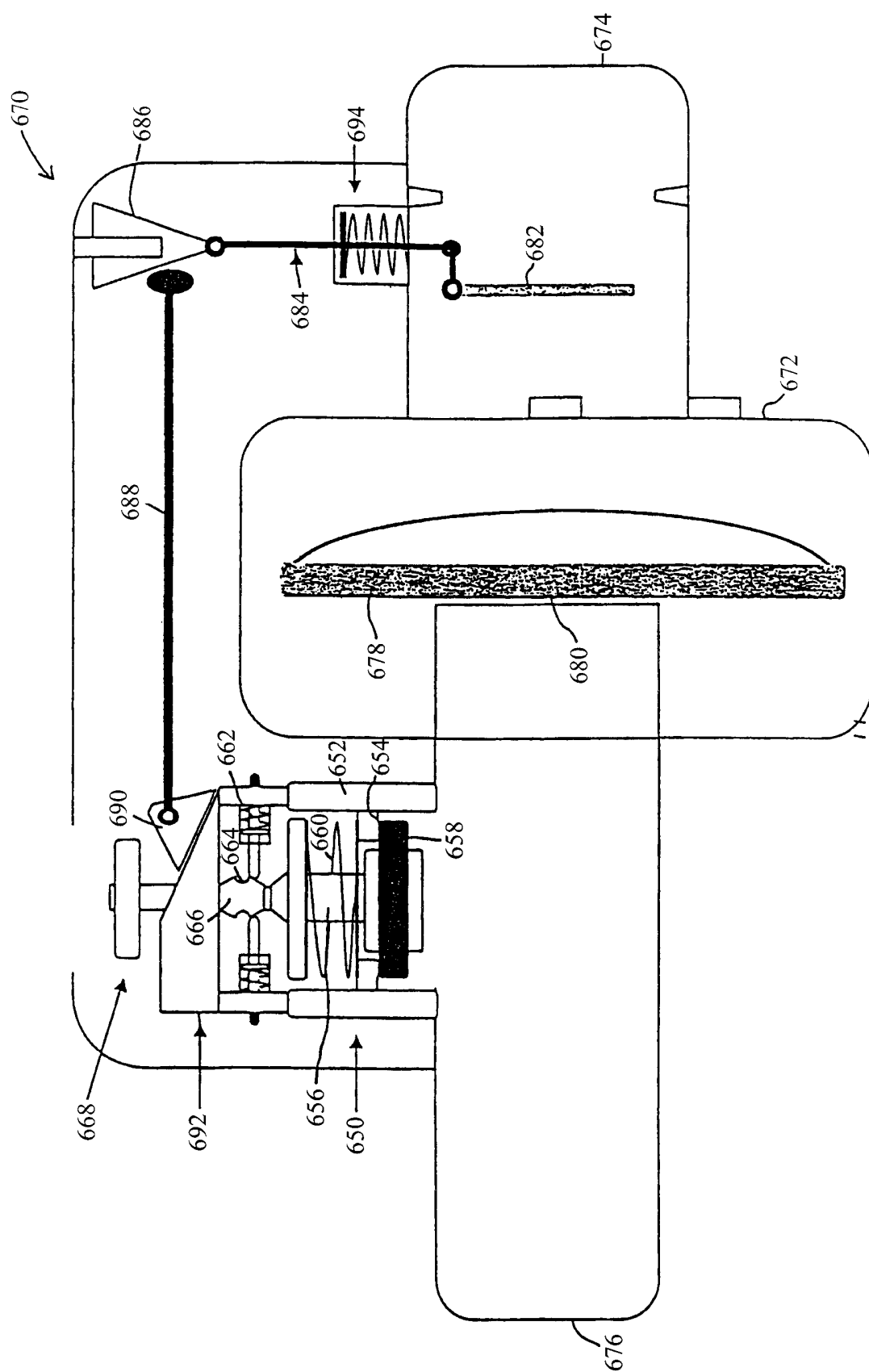


图 38

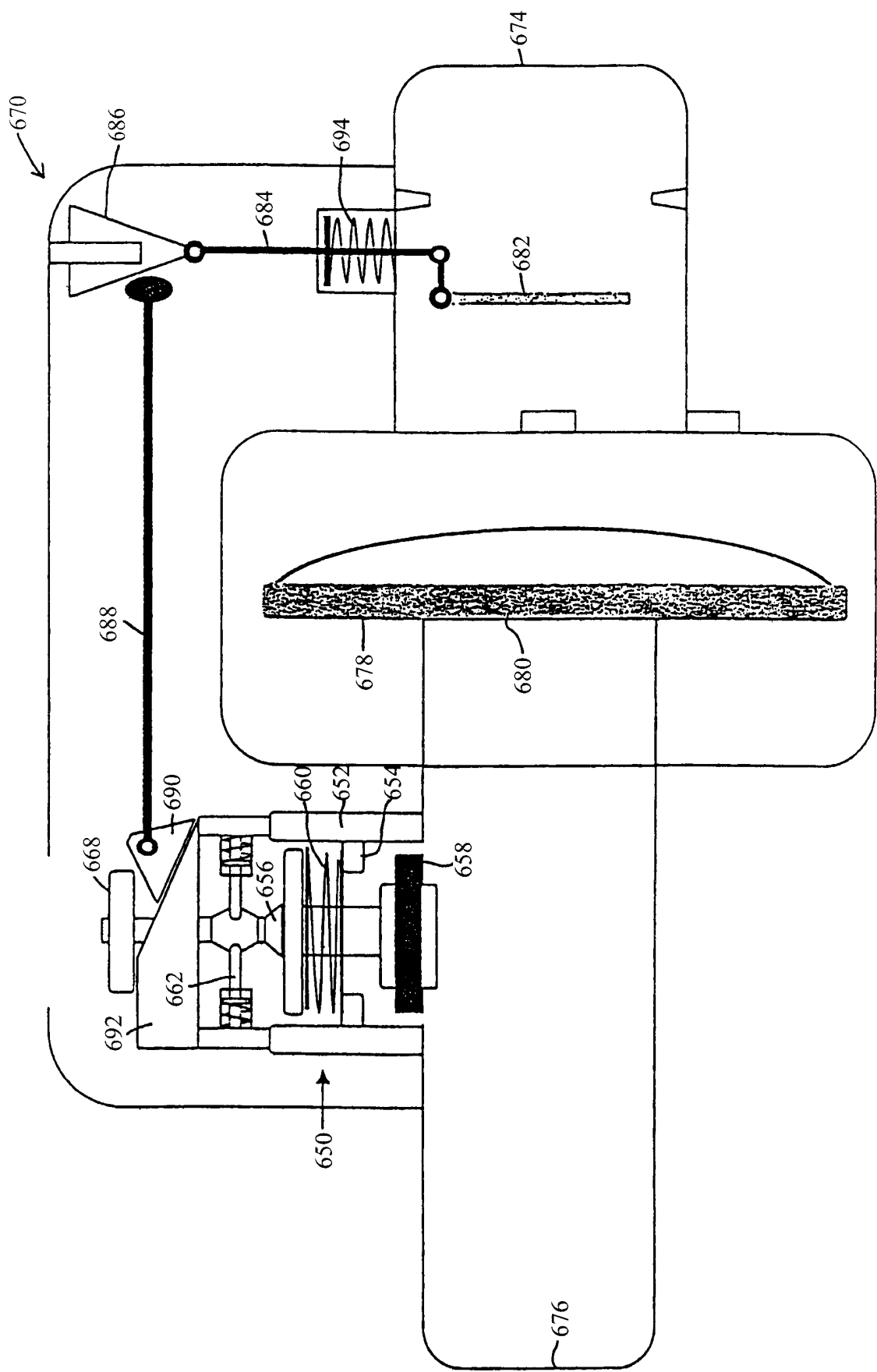


图 39

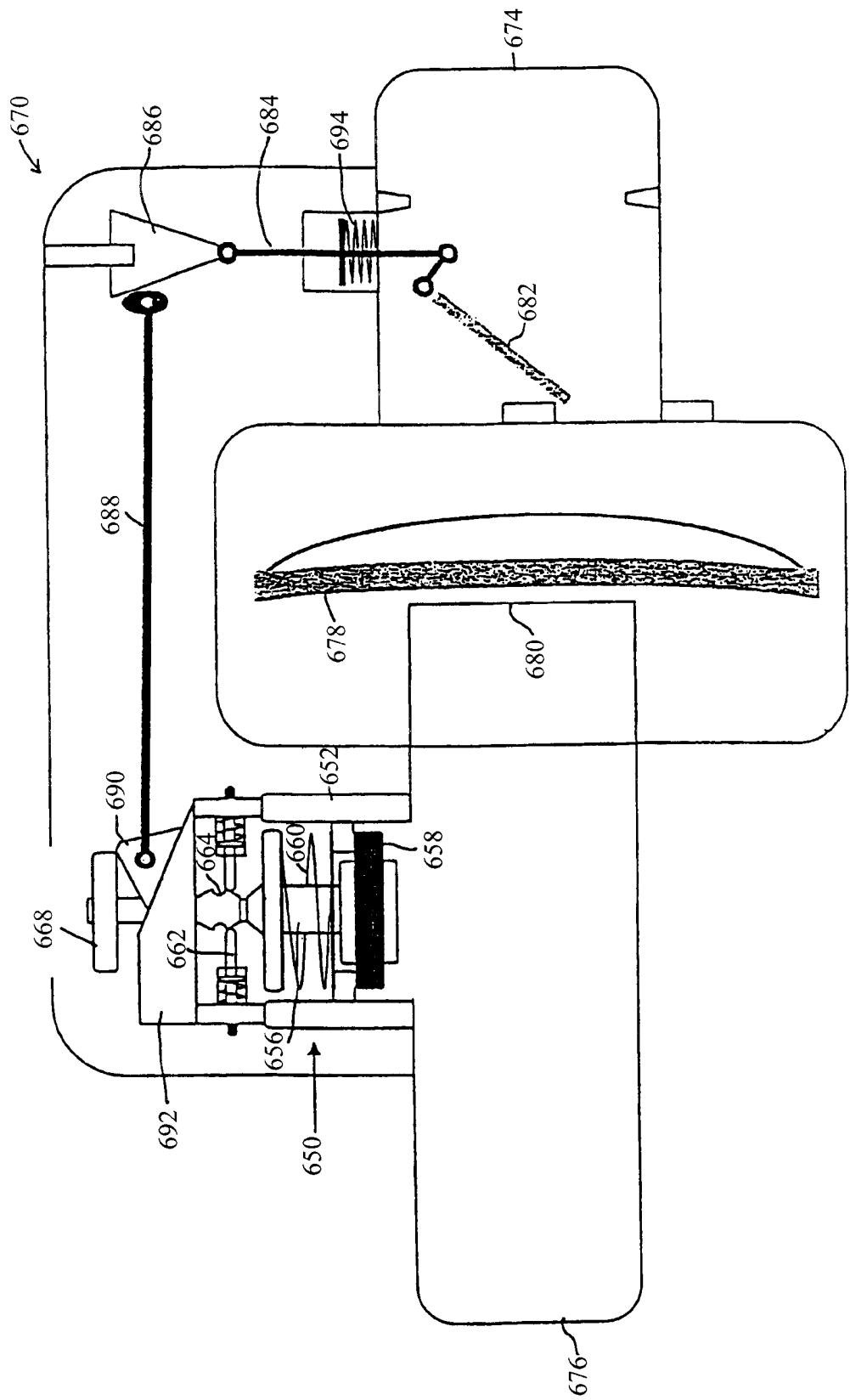


图40

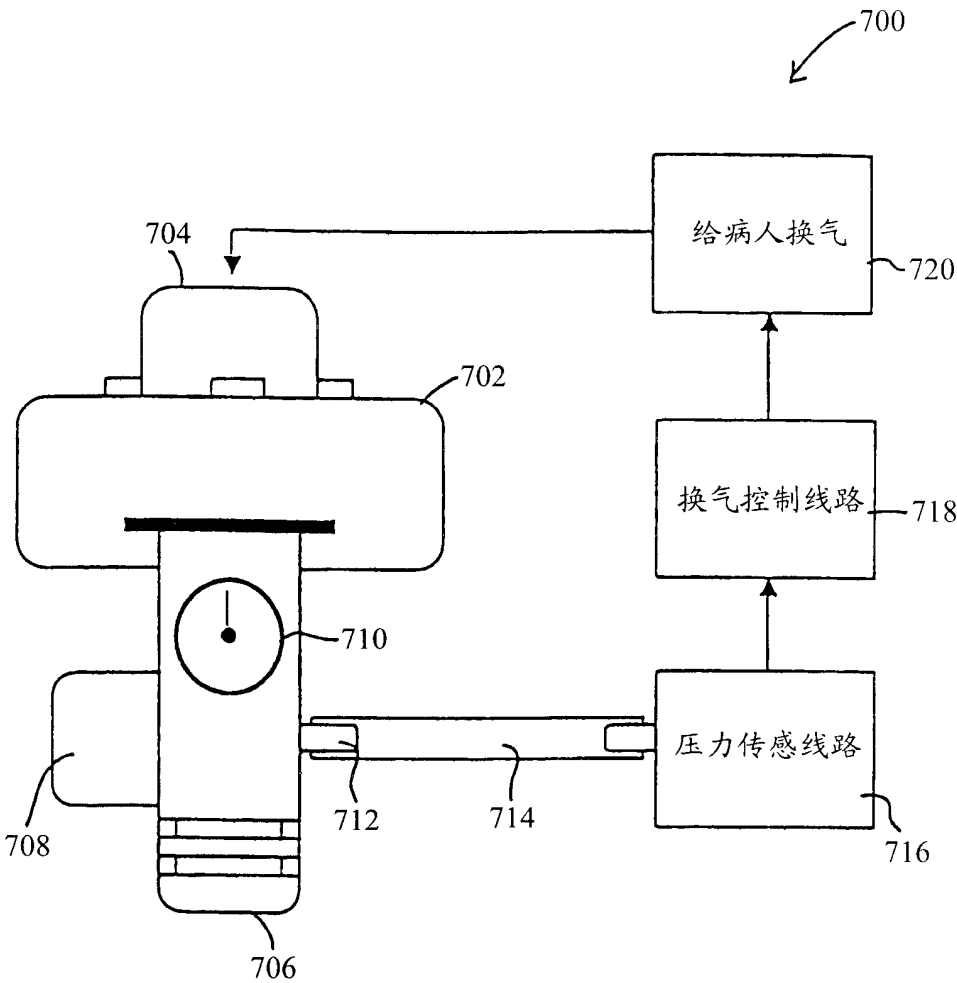


图41

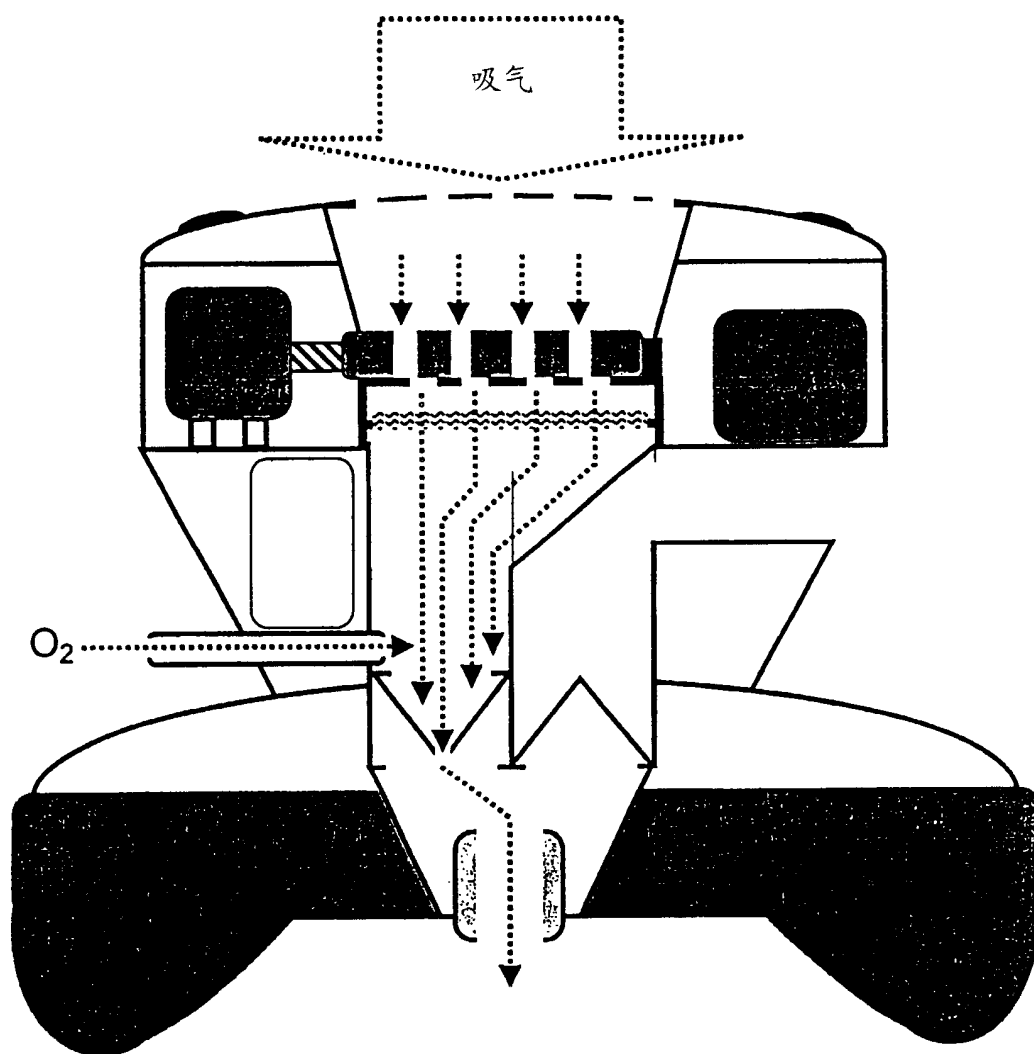


图44

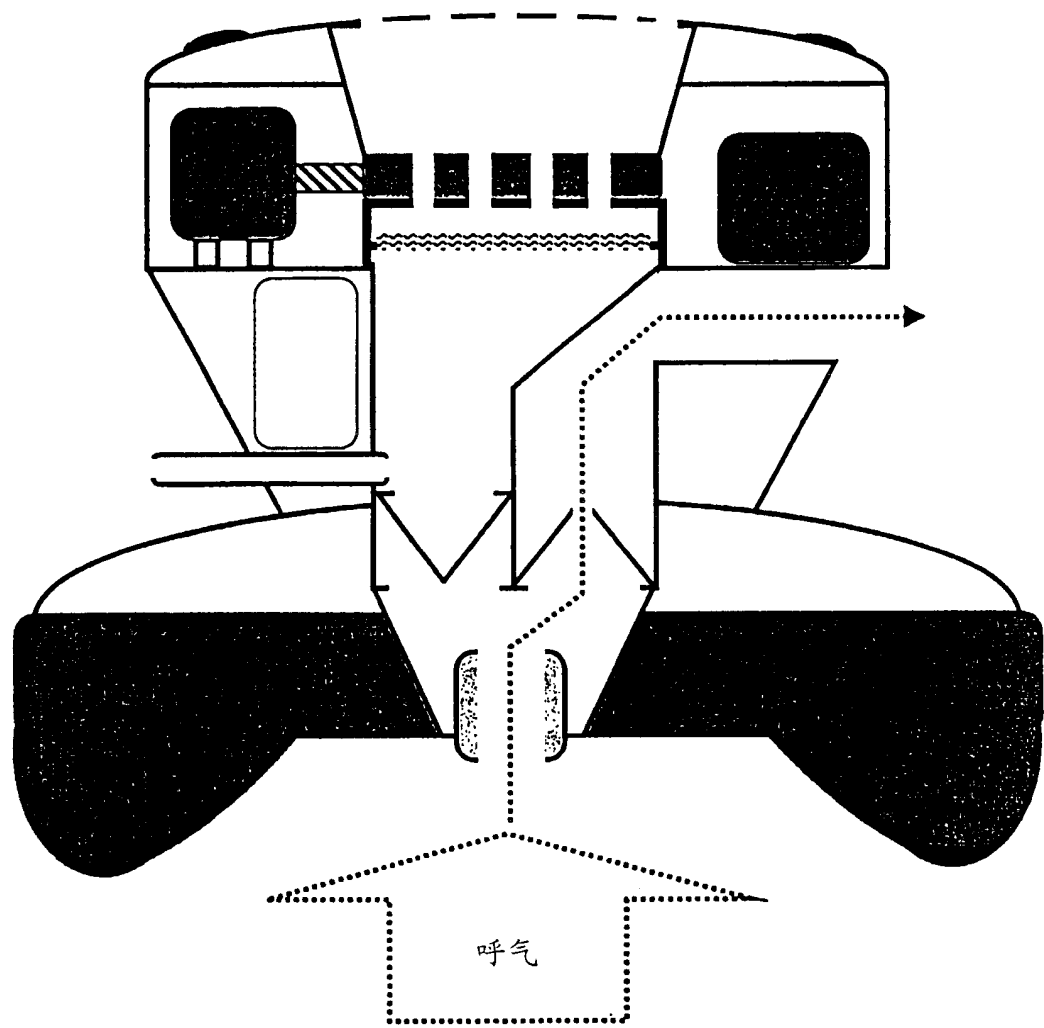


图45

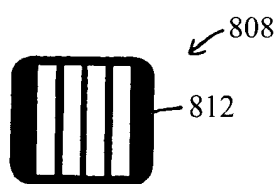


图46A

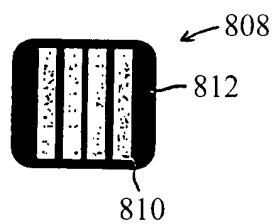


图46B

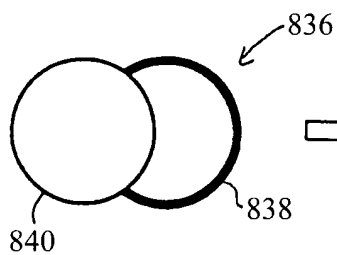


图47A

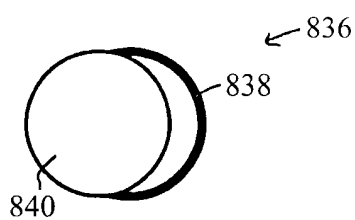


图47B

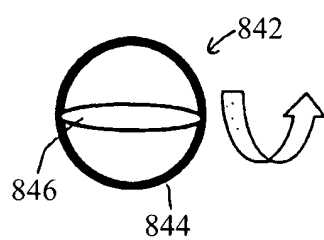


图48A

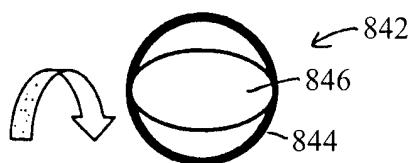


图48B

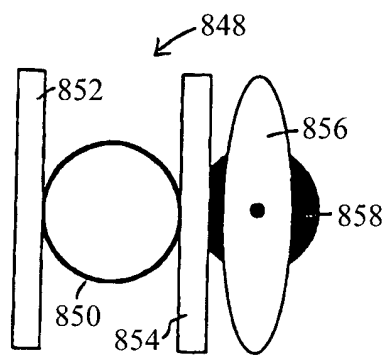


图49A

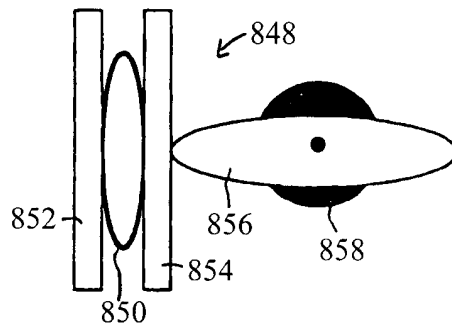


图49B

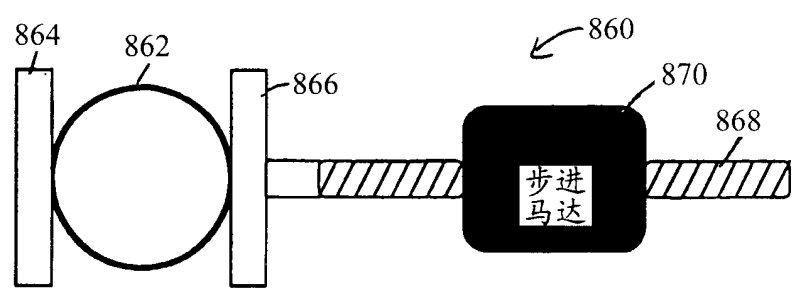


图50A

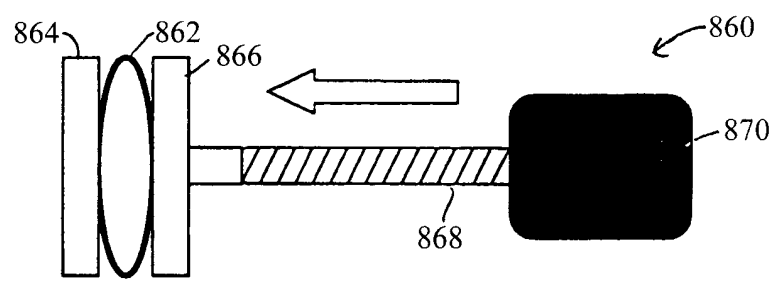


图50B

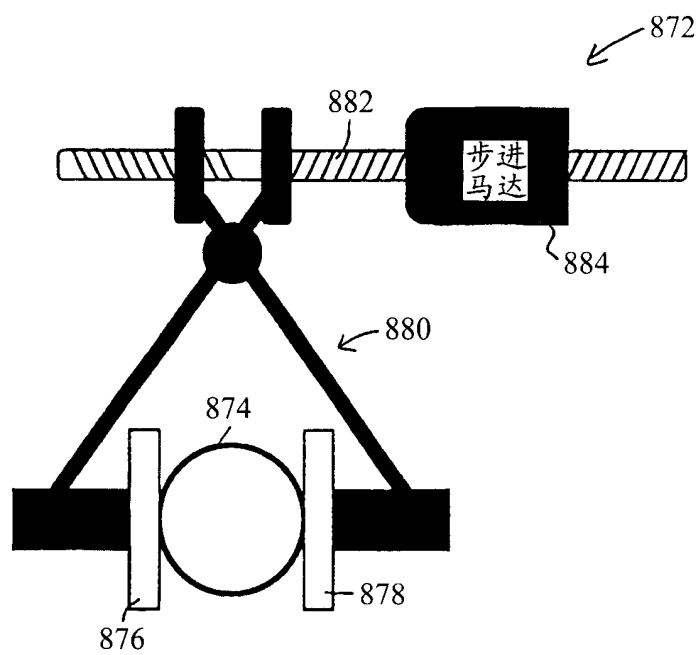


图51A

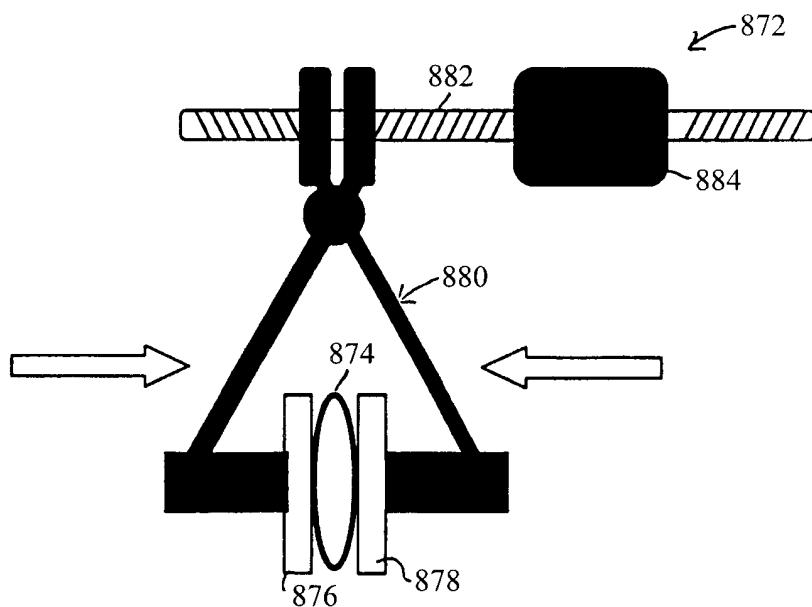


图51B

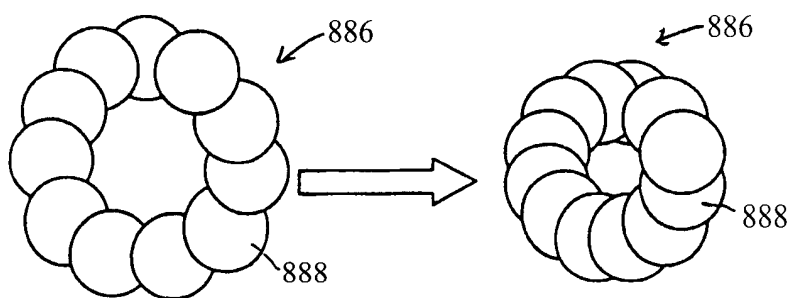


图52A

图52B

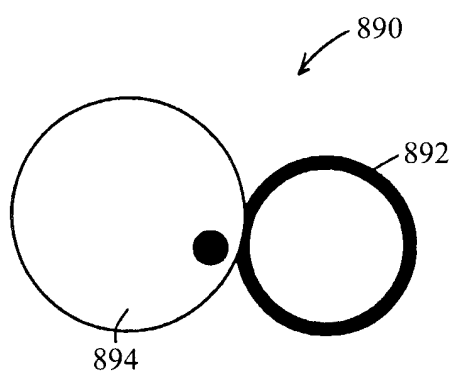


图53A

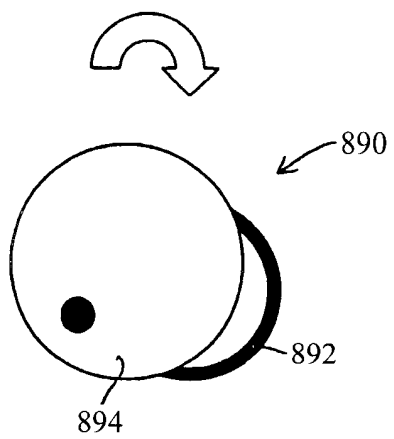


图53B

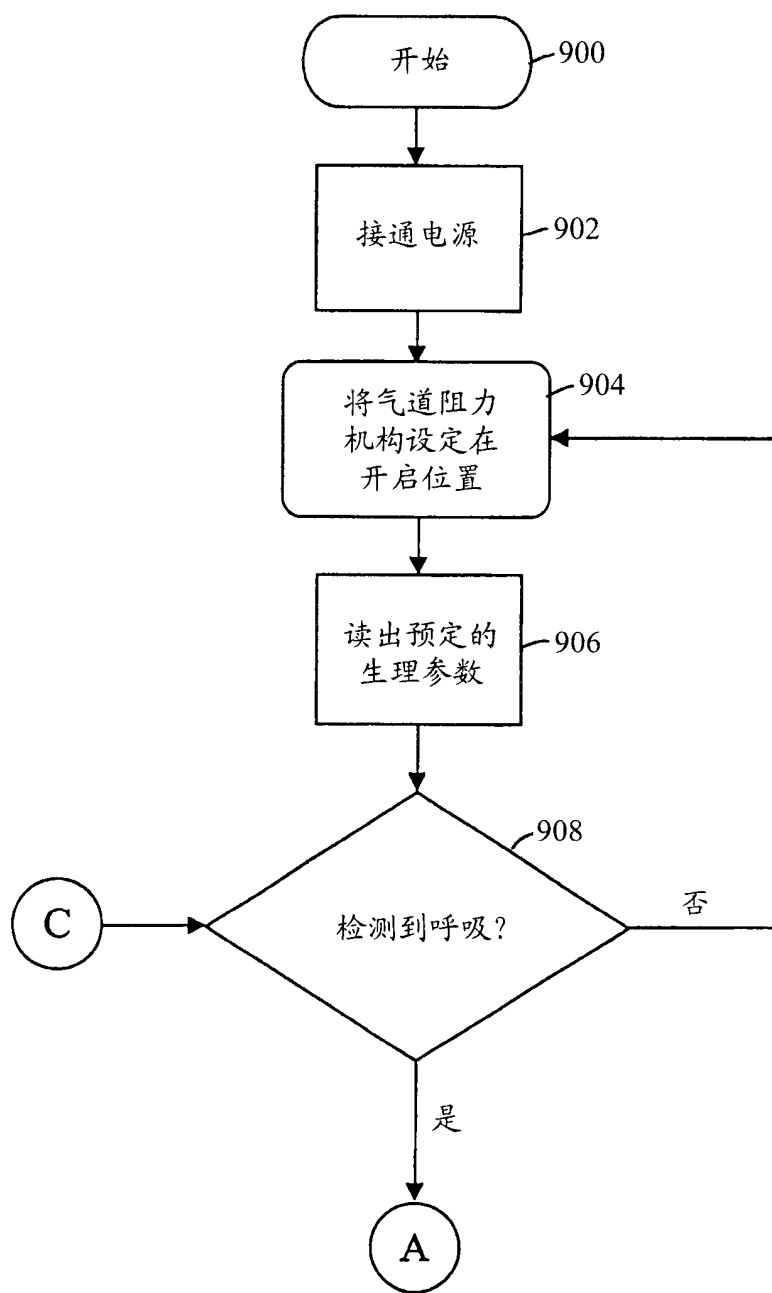


图54A

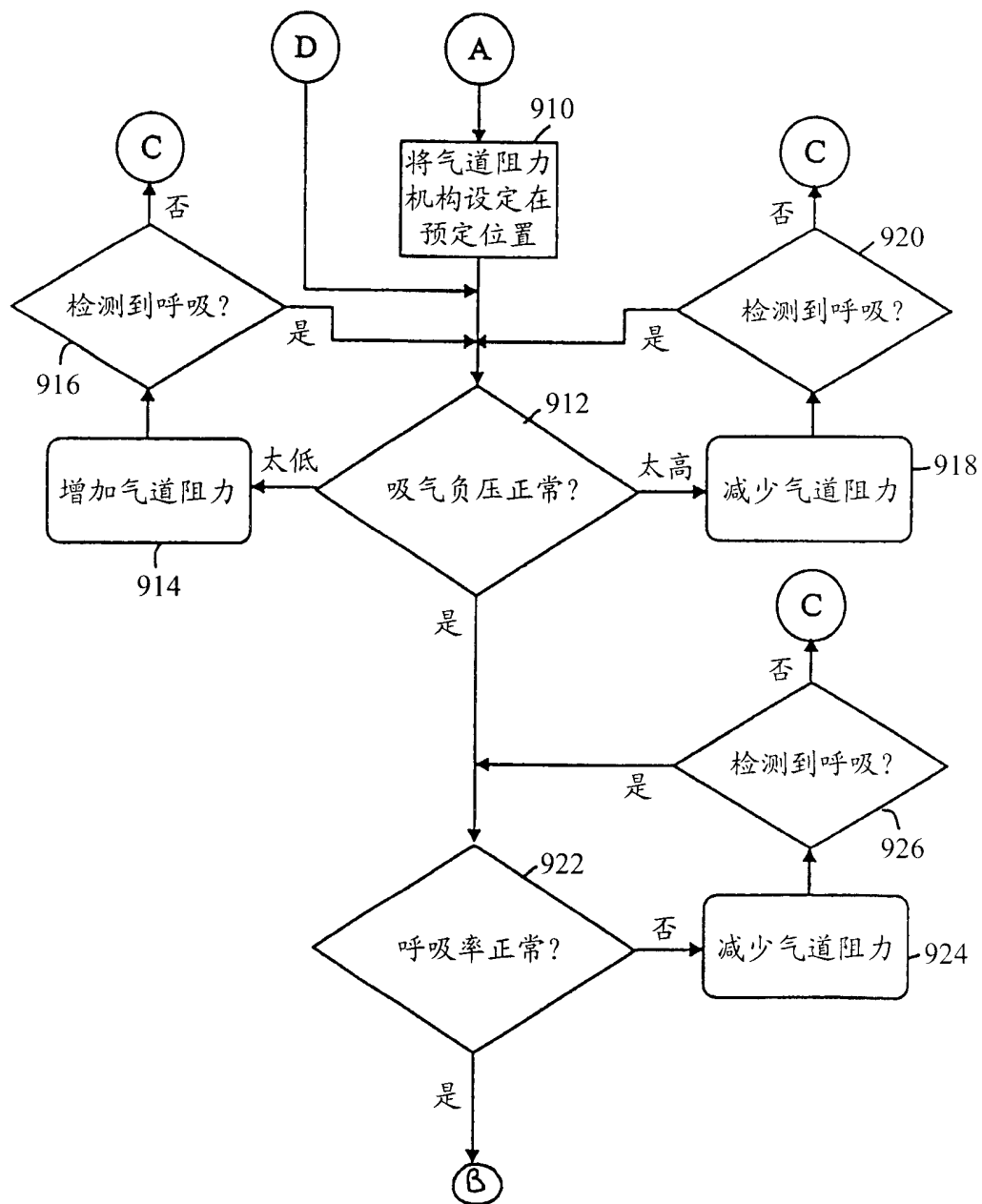


图 54B

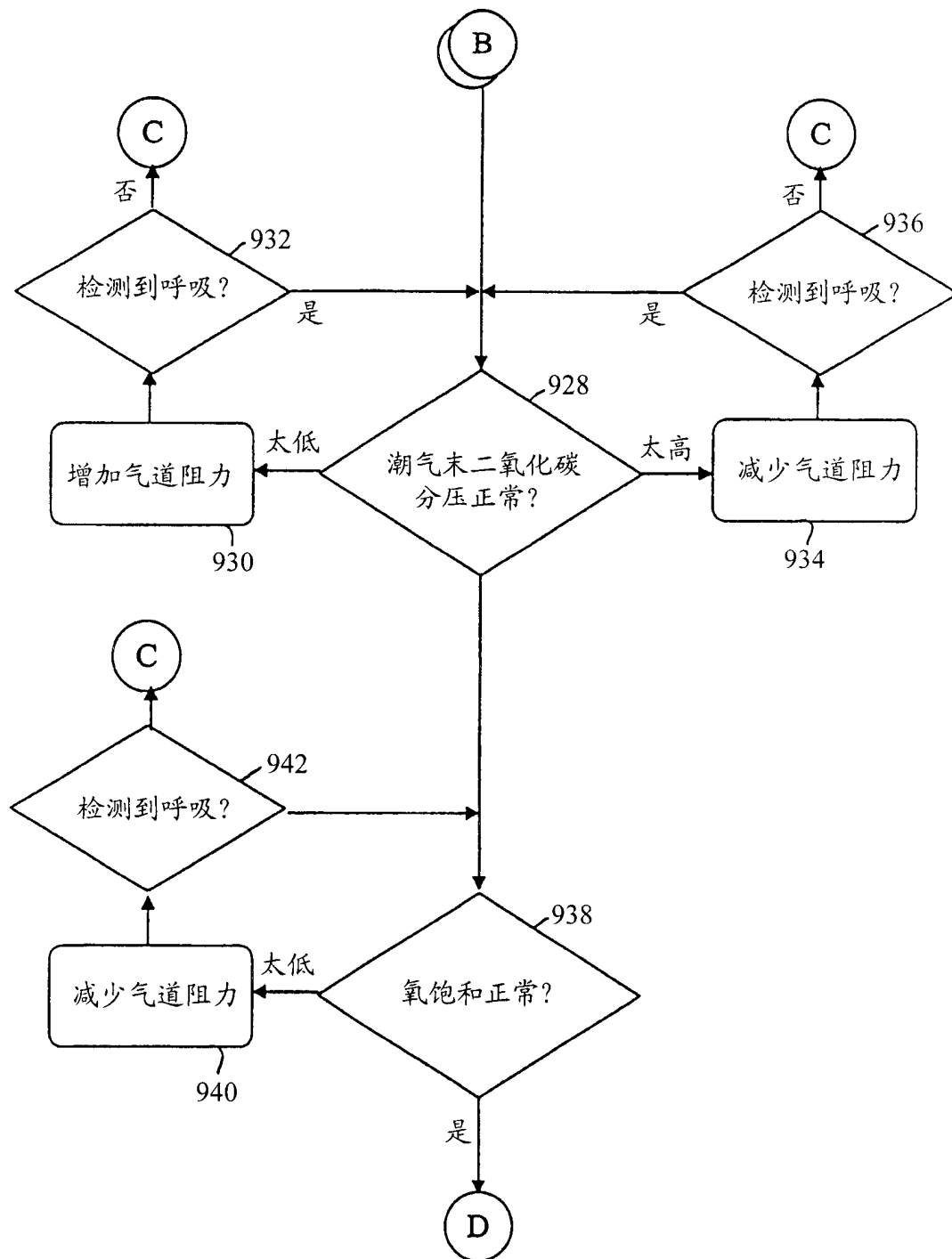


图54C