



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107106743 B

(45)授权公告日 2020.06.05

(21)申请号 201580072035.9

(22)申请日 2015.11.17

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107106743 A

(43)申请公布日 2017.08.29

(30)优先权数据
62/097,765 2014.12.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2017.06.30

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/US2015/061165 2015.11.17

(87)PCT国际申请的公布数据
W02016/109041 EN 2016.07.07

(73)专利权人 史密夫和内修有限公司
地址 美国田纳西州

(72)发明人 R.卡尔 W.W.格雷戈里
F.C.昆塔纳尔

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001
代理人 董均华 谭祐祥

(51)Int.Cl.
A61M 1/00(2006.01)

(56)对比文件
US 2011077605 A1,2011.03.31,说明书第
47-133段及图1-11C.

US 2011008179 A1,2011.01.13,全文.
CN 1571682 A,2005.01.26,全文.

审查员 黄小玲

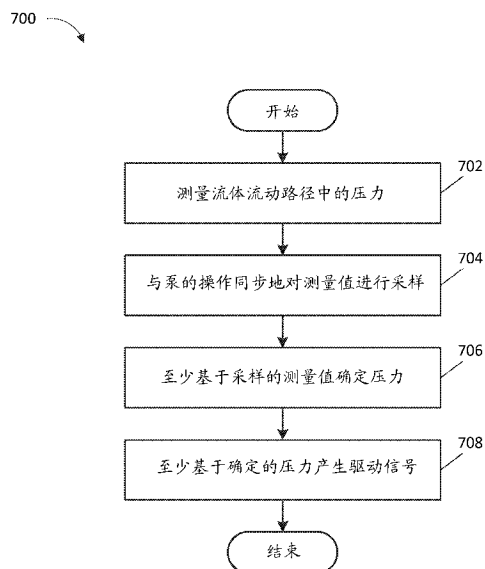
权利要求书2页 说明书16页 附图14页

(54)发明名称

用于应用减压治疗的系统和方法

(57)摘要

公开了负压伤口治疗系统以及操作所述系统的方法的实施例。在一些实施例中,系统包括泵组件、罐、以及配置成定位在伤口上方的伤口敷料。泵组件、罐和伤口敷料可以被流体连接以利于输送负压至伤口。系统可以被配置成至少基于连接泵组件的泵和伤口敷料的流体流动路径中的感测的压力来输送负压。在一些实施例中,感测的压力可以被与泵的操作同步地采样,并且可被用于控制泵。可以实现增大效率、减小由于泵的操作导致的噪声和振动、减少能量使用、并且对于病人有更好的舒适度。



1. 一种用于将负压治疗应用至伤口的设备,包括:
壳体,包括配置成与伤口敷料流体连通的负压源,所述负压源包括至少一个阀;
压力传感器,配置成测量流体流动路径中的压力,所述流体流动路径配置成将所述伤口敷料和所述负压源流体连接;以及
控制器,配置成使用驱动信号操作所述负压源,所述控制器进一步配置成:
基于通过压力传感器测量的压力确定压力测量值,其中,所述确定与负压源的操作同步执行,并且
至少基于确定的压力产生驱动信号;
其中,通过压力传感器测量的压力包括由于通过所述至少一个阀的打开和/或关闭产生的压力瞬变的一个或更多个分量,并且所述一个或更多个分量基本上从压力测量值的确定中排除。
2. 如权利要求1所述的设备,其中,所述控制器配置成与所述至少一个阀的打开和/或关闭同步地确定压力。
3. 如权利要求1所述的设备,其中,所述压力瞬变通过所述至少一个阀周期性地产生。
4. 如权利要求2所述的设备,其中,所述控制器配置成通过以超过所述至少一个阀打开和/或关闭频率的频率对测量值进行采样来与所述至少一个阀的打开和/或关闭同步地确定压力测量值。
5. 如权利要求4所述的设备,其中,所述采样频率与所述至少一个阀打开和/或关闭的频率成比例。
6. 如权利要求1所述的设备,其中,所述控制器配置成基于在所述至少一个阀处于第一位置的时间获得的一个或更多个测量值,并且不基于在所述至少一个阀处于第二位置的时间获得的一个或更多个测量值来与负压源的操作同步地确定压力测量值。
7. 如权利要求1所述设备,其中,所述负压源包括具有马达的真空泵,并且所述控制器配置成至少基于马达的速度,与负压源的操作同步地确定压力测量值。
8. 如权利要求7所述的设备,进一步包括转速计,所述转速计配置成测量马达的速度并且产生指示马达的所测量速度的信号,并且其中,所述控制器配置成基于从转速计接收的信号,与负压源的操作同步地确定压力测量值。
9. 如权利要求8所述的设备,其中,所述控制器配置成响应于速度信号的上升沿,并且响应于速度信号的下降沿,与负压源的操作同步地确定压力测量值。
10. 如权利要求1所述的设备,其中,所述控制器配置成基于从负压源接收的信号,与负压源的操作同步地确定压力测量值。
11. 如权利要求1所述的设备,其中,所述至少一个阀包括入口阀和出口阀。
12. 如权利要求1所述的设备,其中,所述控制器配置成通过对从压力传感器获得的多个测量值应用低通滤波器,与负压源的操作同步地确定压力测量值。
13. 如权利要求1所述的设备,其中,所述控制器进一步配置成响应于确定负压源的活动下降至活动阈值以下,与负压源的操作非同步地确定压力测量值。
14. 如权利要求1所述的设备,其中,所述控制器配置成使用脉冲宽度调制(PWM)来控制负压源,并且至少基于压力设定点和确定的压力之间的差,使用比例-积分-微分(PID)计算来产生驱动信号。

15. 如权利要求14所述的设备,其中,所述控制器配置成响应于确定所确定的压力超过第一阈值,产生具有0%的占空比的驱动信号。

16. 如权利要求14所述的设备,其中,所述控制器配置成响应于确定PID计算的比例项超过第一阈值,产生具有100%的占空比的驱动信号。

17. 如权利要求14所述的设备,其中,所述控制器配置成响应于确定PID计算的比例项与PID计算的积分项的和超过第一阈值,产生具有100%的占空比的驱动信号。

18. 如权利要求14所述的设备,其中,所述控制器配置成响应于确定累积误差小于0,将PID计算的积分项设定为0,并且将PID计算的累积误差设定为0。

19. 如权利要求14所述的设备,其中,所述控制器配置成响应于确定所述差是负的,将PID计算的累积误差设定为大于累积误差与所述差的和。

20. 如权利要求1所述的设备,其中,所述控制器配置成通过对由压力传感器测量的压力进行采样来确定压力测量值。

用于应用减压治疗的系统和方法

技术领域

[0001] 本公开的实施例涉及用于使用减压治疗或局部负压(TNP)治疗敷裹和处理伤口的方法和设备。特别地,但不限于,本文公开的实施例涉及负压治疗装置、用于控制TNP系统的操作的方法以及使用TNP系统的方法。

背景技术

[0002] 许多不同类型的伤口敷料已知用于帮助人或动物的治愈过程。这些不同类型的伤口敷料包括许多不同类型的材料和层,例如纱布、垫、泡沫垫或多层伤口敷料。有时称为真空辅助闭合、负压伤口治疗或减压伤口治疗的局部负压(TNP)治疗被广泛地认为是用于改善伤口的治愈速度的有益机制。这种治疗适用于宽范围的伤口,例如切口伤口、开放伤口和腹部伤口等。

[0003] TNP治疗通过减少组织水肿、促进血液流动、刺激肉芽组织的形成、去除过量的渗出物来辅助伤口的闭合和治愈,并且可减少细菌负荷,且因此降低伤口的感染。此外,TNP治疗允许更少的伤口外部干扰,并促进更快治愈。

发明内容

[0004] 在一些实施例中,用于将负压治疗应用至伤口的设备包括壳体、压力传感器和控制器。壳体可包括与伤口敷料流体连通的负压源。负压源可包括马达,所述马达配置成将一个或多个阀操作成打开和关闭以从伤口吸取流体。压力传感器可测量流体流动路径中的压力,所述流体流动路径将所述伤口敷料和所述负压源流体连接。控制器可使用驱动信号操作负压源(例如,马达)。另外,控制器可从压力传感器接收流体流动路径中的压力的测量值,与所述一个或多个阀中的至少一个阀的打开和/或关闭同步地导致对测量值进行采样或者采样测量值,至少基于采样的测量值确定流体流动路径中的估计的压力水平,并且至少基于估计的压力水平产生驱动信号。

[0005] 在一些实施例中,用于将负压治疗应用至伤口的设备包括壳体、压力传感器和控制器。壳体可包括配置为与伤口敷料流体连通的负压源。负压源可包括至少一个阀。压力传感器可测量流体流动路径中的压力,所述流体流动路径配置为将所述伤口敷料和所述负压源流体连接。控制器可使用驱动信号操作负压源。另外,控制器可基于由压力传感器测量的压力确定压力测量值,并且至少基于确定的压力产生驱动信号。控制器可以与负压源的操作同步地执行压力测量值的确定。

[0006] 前节所述的设备可包括以下特征中的一个或多个:控制器可以与所述至少一个阀的打开和/或关闭同步地确定压力。通过压力传感器测量的压力可包括由于通过所述至少一个阀的打开和/或关闭产生的压力瞬变的一个或多个部件,并且所述一个或多个部件可以基本上从压力测量值的确定中排除。压力瞬变可以由所述至少一个阀周期性地产生。控制器可以通过以超过所述至少一个阀打开和/或关闭频率的频率对测量值进行采样,来与所述至少一个阀的打开和/或关闭同步地确定压力测量值。采样频率可以与所述至少

一个阀打开和/或关闭的频率成比例。控制器可基于在所述至少一个阀可处于第一位置的时间获得的一个或更多个测量值,并且不基于在所述至少一个阀可处于第二位置的时间获得的一个或更多个测量值来与负压源的操作同步地确定压力测量值。负压源可包括具有马达的真空泵,并且所述控制器可至少基于马达的速度,与负压源的操作同步地确定压力测量值。所述设备可进一步包括转速计,所述转速计配置成测量马达的速度并且产生指示马达的所测量速度的信号,并且所述控制器可基于从转速计接收的信号,与负压源的操作同步地确定压力测量值。所述控制器可响应于速度信号的上升沿,并且响应于速度信号的下降沿,与负压源的操作同步地确定压力测量值。所述控制器可基于从负压源接收的信号,与负压源的操作同步地确定压力测量值。所述至少一个阀可包括入口阀和出口阀。所述控制器可通过对从压力传感器获得的多个测量值应用低通滤波器,与负压源的操作同步地确定压力测量值。所述控制器可响应于确定负压源的活动下降至活动阈值以下,与负压源的操作非同步地确定压力测量值。所述控制器可使用脉冲宽度调制(PWM)来控制负压源,并且至少基于压力设定点和确定的压力之间的差,使用比例-积分-微分(PID)计算来产生驱动信号。所述控制器可响应于确定所确定的压力超过第一阈值,产生具有0%的占空比的驱动信号。所述控制器可响应于确定PID计算的比例项超过第一阈值,产生具有100%的占空比的驱动信号。所述控制器可响应于确定PID计算的比例项与PID计算的积分项的和超过第一阈值,产生具有100%的占空比的驱动信号。所述控制器可响应于确定累积误差小于0,将PID计算的积分项设定为0,并且将PID计算的累积误差设定为0。所述控制器可响应于确定所述差是负的,将PID计算的累积误差设定为大于累积误差与所述差的和。所述控制器可通过对由压力传感器测量的压力进行采样来确定压力测量值。

[0007] 操作前述三节中任一个的设备的方法可以被执行。

附图说明

[0008] 现在将在下文仅通过示例、参考附图来描述本公开的实施例,其中:

[0009] 图1图示了根据一些实施例的减压伤口治疗系统。

[0010] 图2A-2C图示了根据一些实施例的泵组件和罐。

[0011] 图3图示了根据一些实施例的泵组件的电部件示意图。

[0012] 图4图示了根据一些实施例的泵控制处理器的部件的电部件示意图。

[0013] 图5图示了根据一些实施例的提供负压伤口治疗的过程。

[0014] 图6图示了根据一些实施例的压力脉冲。

[0015] 图7图示了根据一些实施例的提供负压伤口治疗的过程。

[0016] 图8图示了根据一些实施例的用于确定负压源的控制信号的占空比的过程。

[0017] 图9A-9B和10A-10B图示了用于根据一些实施例的模拟减压伤口治疗系统的操作压力的绘图。

具体实施方式

[0018] 概述

[0019] 本文公开的实施例涉及使用减压处理伤口的系统和方法。如本文所使用的,例如-X mmHg的减压或负压水平表示相对于正常的环境大气压的压力水平,所述正常的环境大气

压可对应于760 mmHg(或1 atm、29.93 inHg、101.325 kPa、14.696 psi等)。相应地,-X mmHg的负压值反映了比760 mmHg低X mmHg的绝对压力,或者换言之,反映了(760-X)mmHg的绝对压力。此外,“少于”或“小于”X mmHg的负压对应于更接近大气压力的压力(例如,-40 mmHg少于-60 mmHg)。“多于”或“大于”-X mmHg的负压对应于更远离大气压力的压力(例如,-80 mmHg多于-60 mmHg)。在一些实施例中,使用局部环境大气压作为参考点,并且这种局部大气压可能不一定是例如760mmHg。

[0020] 本公开的实施例大体适用于在局部负压(TNP)或减压治疗系统中使用。简言之,负压伤口治疗通过减少组织水肿、促进血流和颗粒组织形成、和/或去除过量的渗出物而有助于许多形式的“难治愈”伤口的闭合和治愈,并且能够减少细菌负荷(并且因此,减少感染风险)。此外,这种治疗允许较少地干扰伤口,从而导致更快速的治愈。TNP治疗系统还可以通过去除流体来帮助手术闭合的伤口的治愈。在一些实施例中,TNP治疗有助于使组织稳定在闭合的列放位置。TNP治疗的另一个有益用途可以在移植物和皮瓣中发现,其中,去除过量流体是重要的,并且需要移植物与组织紧密接近以便确保组织活力。

[0021] 负压系统

[0022] 图1图示了负压或减压伤口处理(或TNP)系统100的实施例,其包括放置在伤口腔110内的伤口填料130,所述伤口腔110通过伤口覆盖物120来密封。与伤口覆盖物120组合的伤口填料130可被称为伤口敷料。单腔或多腔的管或导管140将伤口覆盖物120与配置成供应减压的泵组件150连接。伤口覆盖物120可以与伤口腔110流体连通。在本文公开的任何系统实施例中,如在图1中所示的实施例中,泵组件可以是无罐式泵组件(意味着渗出物被收集在伤口敷料中或经由管140传送以便收集到另一位置)。然而,本文公开的任何泵组件实施例可以被配置成包括或支持罐。此外,在本文公开的任何系统实施例中,任何泵组件实施例可以被安装到敷料或通过敷料支持,或者与敷料相邻。伤口填料130可以是任何合适的类型,例如亲水或疏水性泡沫、纱布、充气袋等。伤口填料130可适形于伤口腔110,使得它基本上填充该腔。伤口覆盖物120可以在伤口腔110之上提供基本上流体不可渗透的密封。伤口覆盖物120可以具有顶侧和底侧,并且所述底侧与伤口腔110粘接(或以任何其它合适的方式)密封。导管140或管腔或本文公开的任何其它导管或管腔可由聚氨酯、PVC、尼龙、聚乙烯、硅树脂或任何其它合适的材料形成。

[0023] 伤口覆盖物120的一些实施例可具有配置为接收导管140的端部的端口(未示出)。在其它实施例中,导管140能够以其它方式通过伤口覆盖物120和/或处于伤口覆盖物120之下,以向伤口腔110供应减压,以便在伤口腔中维持期望的减压水平。导管140可以是配置成在泵组件150和伤口覆盖物120之间提供至少基本上密封的流体流动路径的任何合适的物品,以便将泵组件150提供的减压供应到伤口腔110。

[0024] 伤口覆盖物120和伤口填料130可以被提供为单个物品或整体的单个单元。在一些实施例中,没有提供伤口填料,并且伤口覆盖物本身可以被认为是伤口敷料。然后,伤口敷料可以经由导管140连接到负压源,例如泵组件150。泵组件150可以是小型化和便携式的,但是也可以使用较大的常规泵。

[0025] 伤口覆盖物120可以位于待处理的伤口部位之上。伤口覆盖物120可以在伤口部位之上形成基本上密封的腔或封闭物。在一些实施例中,伤口覆盖物120可以被配置成带有具有高水蒸气渗透性的膜,以使得能够蒸发过剩的流体,并且可以具有容纳在其中的超吸收

材料,以安全地吸收伤口渗出物。将会理解的是,贯穿本说明书对伤口进行引用。在这个意义上,应当理解的是,术语“伤口”应当被广义地解释,并且涵盖开放和闭合的伤口,在所述伤口中皮肤被撕裂、切割或刺破,或者在那里,外伤在患者的皮肤上引起挫伤或任何其它表皮损伤或其它状况或缺陷,或者所述伤口以其它方式受益于降压治疗。因此,伤口被广义地定义为可能产生或可能不产生流体的组织的任何受损区域。这样的伤口的示例包括但不限于急性伤口、慢性伤口、手术切口和其它切口、亚急性和开裂伤口、创伤性伤口、皮瓣和皮肤移植物、撕裂、擦伤、挫伤、烧伤、糖尿病性溃疡、压力性溃疡、造口、手术伤口、创伤和静脉溃疡等。本文描述的TNP系统的部件可特别适用于渗出少量伤口渗出物的切口伤口。

[0026] 所述系统的一些实施例被设计为在不使用渗出物罐的情况下操作。一些实施例可被配置成支持渗出物罐。在一些实施例中,如果需要,将泵组件150和导管140配置成使得导管140能够快速和容易地从泵组件150移除可以促进或改善敷料或泵更换的过程。本文公开的任何泵实施例可以被配置成在管道和泵之间具有任何合适的连接。

[0027] 在一些实施例中,泵组件150可以被配置成输送大约-80mmHg或者在大约-20mmHg和-200mmHg之间的负压。注意,这些压力是相对于正常的环境大气压,因此实际上-200mmHg在实践中可为大约560mmHg。压力范围可在大约-40mmHg至-150mmHg之间。替代性地,也能够使用高达-75 mmHg、高达-80 mmHg或超过-80 mmHg的压力范围。也可以使用低于-75mmHg的压力范围。替代性地,可以通过泵组件150来供应超过大约-100mmHg或甚至150mmHg的压力范围。

[0028] 在一些实施例中,泵组件150被配置成提供连续或间歇的负压治疗。连续治疗能够以高于-25mmHg、-25mmHg、-40mmHg、-50mmHg、-60mmHg、-70mmHg、-80mmHg、-90mmHg、-100mmHg、-120mmHg、-140mmHg、-160mmHg、-180mmHg、-200mmHg或低于-200mmHg来输送。间歇治疗可以在低负压设定点和高负压设定点之间输送。低设定点可被设定在高于0 mmHg、0 mmHg、-25 mmHg、-40 mmHg、-50 mmHg、-60 mmHg、-70 mmHg、-80 mmHg、-90 mmHg、-100 mmHg、-120 mmHg、-140mmHg、-160mmHg、-180mmHg或低于-180mmHg。高设定点可被设定在高于-25 mmHg、-40 mmHg、-50 mmHg、-60 mmHg、-70 mmHg、-80 mmHg、-90 mmHg、-100 mmHg、-120 mmHg、-140 mmHg、-160 mmHg、-180mmHg、-200mmHg或低于-200mmHg。在间歇治疗期间,低设定点处的负压可以被输送第一持续时间,并且在第一持续时间终止时,高设定点处的负压可以被输送第二持续时间。在第二持续时间终止时,可以输送低设定点处的负压。第一和第二持续时间可以是相同或不同的值。第一和第二持续时间可以从以下范围中选择,即:小于2分钟、2分钟、3分钟、4分钟、6分钟、8分钟、10分钟或大于10分钟。在一些实施例中,可以按照步进波形、方波形、正弦波形等来执行在低设定点和高设定点之间以及相反的切换。

[0029] 在操作中,伤口填料130被插入到伤口腔110中,并且伤口覆盖物120被放置成密封伤口腔110。泵组件150向伤口覆盖物120提供负压源,所述负压经由伤口填料130传递到伤口腔110。流体(例如,伤口渗出物)被抽吸通过导管140,并且可以被储存在罐中。在一些实施例中,流体被伤口填料130或者一个或更多个吸收层(未示出)吸收。

[0030] 可与所述泵组件和本申请的其它实施例使用的伤口敷料包括可从Smith & Nephew获得的Renasys-F、Renasys-G、Renasys AB和Pico Dressings。可与所述泵组件和本申请的其它实施例使用的这种伤口敷料和负压伤口治疗系统的其它部件的另外的描述见于美国专利公开号2011/0213287、2011/0282309、2012/0116334、2012/0136325和2013/

0110058中,上述美国专利通过引用整体地结合于本文中。在其它实施例中,可以利用其它合适的伤口敷料。

[0031] 泵组件和罐

[0032] 图2A图示了根据一些实施例的泵组件230(诸如泵组件150)和罐220的前视图200A。如所图示的,泵组件230和罐220被连接,由此形成装置。泵组件230包括一个或更多个指示器,例如配置成指示警报的视觉指示器202和配置成指示TNP系统的状态的视觉指示器204。指示器202和204可以被配置为向用户(例如患者或医疗护理提供者)通知系统的多种操作和/或故障状态,包括通知用户正常或适当的操作状态、泵故障、供应给泵的功率或电源故障、检测到伤口覆盖物或流动通道内的泄漏、吸入阻塞或者任何其它类似或合适的状态或者它们的组合。泵组件230可包括附加的指示器。泵组件可以使用单个指示器或多个指示器。可以使用任何合适的指示器,例如视觉、音频、触觉指示器等。指示器202可以被配置成发信号通知警报状态,例如罐充满、功率低、导管140断开、伤口密封件120中的密封破损等。指示器202可以被配置成显示红色闪光以吸引用户的注意。指示器204可以被配置成发信号通知TNP系统的状态,例如治疗输送很好、检测到泄漏等等。指示器204可以被配置成显示一种或更多种不同颜色的光,例如绿色、黄色等。例如,当TNP系统正常操作时可以发出绿光,可以发出黄光以指示警告。

[0033] 泵组件230包括安装在形成于泵组件的壳体中的凹部208中的显示器或屏幕206。显示器206可以是触摸屏显示器。显示器206可以支持例如教学视频之类的视听(AV)内容的回放。如下面解释的,显示器206可以被配置成渲染用于配置、控制和监测TNP系统的操作的若干个屏幕或图形用户界面(GUI)。泵组件230包括形成在泵组件的壳体中的抓握部分210。抓握部分210可以被配置成帮助用户握持泵组件230,例如在移除罐220期间。例如当罐220已充满流体时,可以用另一个罐来更换罐220。

[0034] 泵组件230包括一个或更多个键或按钮212,其配置成允许用户操作和监测TNP系统的操作。如图所示,包括按钮212a、212b和212c。按钮212a可被配置为电源按钮,以打开/关闭泵组件230。按钮212b可被配置为用于输送负压治疗的运行/暂停按钮。例如,按压按钮212b可以使治疗开始,并且之后按压按钮212b可以使治疗暂停或结束。按钮212c可被配置成锁定显示器206和/或按钮212。例如,可以按压按钮212c,使得用户不会无意地改变治疗的输送。可以按下按钮212c来解锁控制。在其它实施例中,可以使用附加的按钮,或者可以省略图示的按钮212a、212b或212c中的一个或更多个。多个按键和/或按键序列可被用于操作泵组件230。

[0035] 泵组件230包括形成在盖中的一个或更多个闩锁凹部222。在所示实施例中,两个闩锁凹部222可以形成在泵组件230的侧部上。闩锁凹部222可以被配置成允许使用一个或更多个罐闩锁221来附接和分离罐220。泵组件230包括用于允许从伤口腔110移除的空气逸出的空气出口224。进入泵组件的空气可以通过一个或更多个合适的过滤器,例如抗菌过滤器等。这可以维持泵组件的可重用性。泵组件230包括用于将携载带连接到泵组件230或用于附接托架的一个或更多个带安装部226。在所示实施例中,两个带安装部226可以形成在泵组件230的侧部上。在一些实施例中,省略了各种这些特征,和/或将各种附加特征添加到泵组件230。

[0036] 罐220被配置成容纳从伤口腔110移除的流体(例如,渗出物)。罐220包括用于将罐

附接到泵组件230的一个或多个门锁221。在所示实施例中,罐220包括处于罐的侧部上的两个门锁221。罐220的外部可由磨砂塑料形成,使得罐是基本上不透明的,并且罐的内容物从平面视图(plain view)来看是基本上隐藏的。罐220包括形成在罐的壳体中的抓握部分214。抓握部分214可以被配置成允许用户握持泵组件220,例如在将罐从设备230移除期间。罐220包括基本上透明的窗口216,其还可以包括体积的刻度。例如,所示的300mL的罐220包括50mL、100mL、150mL、200mL、250mL和300mL的刻度。罐的其它实施例可以容纳不同体积的流体并且可以包括不同的刻度尺。例如,罐可以是800mL的罐。罐220包括用于连接到导管140的管道通道218。在一些实施例中,省略了诸如抓握部分214之类的各种这些特征,和/或将各种附加特征添加到罐220。任何公开的罐可以包括或可以省略固化剂。

[0037] 图2B图示了根据一些实施例的泵组件230和罐220的后视图200B。泵组件230包括用于产生声音的扬声器端口232。泵组件230包括用于访问和更换一个或多个过滤器(例如抗菌过滤器)的过滤器访问门234。泵组件230包括形成在泵组件230的壳体中的抓握部分236。抓握部分236可以被配置成允许用户握持泵组件230,例如在移除罐220期间。泵组件230包括配置成螺纹盖的一个或多个盖238和/或用于将泵组件230放置在表面上的脚或保护器。盖230可由橡胶、硅树脂或任何其它合适的材料形成。泵组件230包括用于对泵组件的内部电池充电和再充电的电源插孔239。电源插孔239可以是直流(DC)插孔。在一些实施例中,泵组件230可以包括诸如电池之类的一次性电源,使得不需要电源插孔。

[0038] 罐220包括用于将罐放置在表面上的一个或多个脚244。脚244可由橡胶、硅树脂或任何其它合适的材料形成,并且可以以合适的角度成一定角度倾斜,使得当放置在表面上时,罐220保持稳定。罐220包括管安装浮凸(tube mount relief)246,其配置成允许一个或多个管离开至装置的前部。罐220包括当它被放置在表面上时用于支持罐的支架或支座248。如下面所解释的,支座248可以在打开位置和关闭位置之间枢转。在关闭位置,支座248可以被门锁到罐220。在一些实施例中,支座248可由例如塑料之类的不透明材料制成。在其它实施例中,支座248可由透明材料制成。支座248包括形成在支座中的抓握部分242。抓握部分242可以被配置成允许用户将支座248放置在关闭位置。支座248包括孔249,以允许用户将支座放置在打开位置。孔249可以被定尺寸成允许用户使用手指来拉出支座。

[0039] 图2C图示了根据一些实施例从罐220分离的泵组件230的视图200C。泵组件230包括真空附接装置、连接器或入口252,真空泵通过其将负压连通到罐220。泵组件经由入口252从伤口吸取诸如气体之类的流体。泵组件230包括USB访问门256,其配置成允许访问一个或多个USB端口。在一些实施例中,省略了USB访问门,并通过门234来访问USB端口。泵组件230可以包括附加的访问门,其配置成允许访问附加的串行、并行和/或混合数据传输接口,例如SD、光盘(CD)、DVD、FireWire、Thunderbolt、PCI Express等。在其它实施例中,这些附加端口中的一个或多个通过门234来访问。

[0040] 在2014年3月13日提交、题为“SYSTEMS AND METHODS FOR APPLYING REDUCED PRESSURE THERAPY”、专利申请号为14/210,062的美国专利申请中公开了泵组件230的附加描述,其通过引用整体地结合于本文中。

[0041] 电子装置和软件

[0042] 图3图示了根据一些实施例的泵组件(诸如泵组件230)的电部件示意图300。电部件可以操作来接受用户输入,向用户提供输出,操作泵组件和TNP系统,提供网络连接等。电

部件可以被安装在一个或更多个印刷电路板 (PCB) 上。如图所示,泵组件可以包括多个处理器。利用多个处理器以便将各种任务分配或指派给不同的处理器可能是有利的。第一处理器可以负责用户活动,第二处理器可以负责控制泵。以这种方式,可能需要较高水平的响应性(对应于较高的风险水平)的控制泵的活动可以被卸载给专用处理器,并且由此,将不会被用户界面任务中断,而由于与用户的交互,所述活动可能需要较长时间才能完成。

[0043] 泵组件可以包括用户界面处理器或控制器310,例如显示器206、按钮212等,其配置成操作一个或更多个部件,用于接受用户输入并向用户提供输出。对泵组件的输入和来自泵组件的输出可通过输入/输出(I/O)模块320来控制。例如,I/O模块可以从一个或更多个端口接收数据,例如串行、并行、混合端口等。处理器310还从一个或更多个扩展模块360接收数据并将数据提供给所述一个或更多个扩展模块360,例如一个或更多个USB端口、SD端口、光盘(CD)驱动器、DVD驱动器、FireWire端口、Thunderbolt端口、PCI Express端口等。处理器310连同其它控制器或处理器将数据存储在一个或更多个存储器模块350中,该一个或更多个存储器模块350可在处理器310内部和/或外部。可以使用任何合适类型的存储器,包括易失性和/或非易失性存储器,例如RAM、ROM、磁存储器、固态存储器、磁阻随机存取存储器(MRAM)等。

[0044] 在一些实施例中,处理器310可以是通用控制器,例如低功耗处理器。在其它实施例中,处理器310可以是专用处理器。处理器310可被配置为泵组件的电子架构中的“中央”处理器,并且处理器310可以协调诸如泵控制处理器370、通信处理器330和一个或更多个附加处理器380(例如,用于控制显示器206的处理器、用于控制按钮212的处理器等)之类的其它处理器的活动。处理器310可以运行合适的操作系统,例如Linux、Windows CE、VxWorks等。

[0045] 泵控制处理器370可被配置成控制负压泵390的操作。泵390可以是合适的泵,例如隔膜泵、蠕动泵、旋转泵、旋转叶片泵、涡旋泵、螺旋泵、液环泵、通过压电换能器操作的隔膜泵、音圈泵等。泵可包括一个或更多个阀,诸如入口和出口(或排出)阀。所述阀可被配置为打开和关闭以使得泵能够从伤口腔110吸取流体。泵控制处理器370可以使用从一个或更多个压力传感器接收的数据来测量流体流动路径中的压力,计算流体流的速率以及控制泵。泵控制处理器370可以控制泵马达,使得在伤口腔110中实现期望的负压水平。期望的负压水平可以由用户来设定或选择的压力。在各种实施例中,泵控制处理器370使用脉冲宽度调制(PWM)来控制泵(例如,泵马达)。用于驱动泵的控制信号可以是0-100%占空比的PWM信号。泵控制处理器370可以执行流率计算并检测流动路径中的各种状态。泵控制处理器370可以将信息传送到处理器310。泵控制处理器370可以包括内部存储器和/或可以利用存储器350。泵控制处理器370可以是低功耗处理器。在一些实施例中,处理器310被配置为控制泵390,且不使用泵控制处理器370。

[0046] 通信处理器330可以被配置成提供有线和/或无线连接。通信处理器330可以利用一个或更多个天线340来发送和接收数据。通信处理器330可以提供以下类型的连接中的一种或更多种:全球定位系统(GPS)技术、蜂窝连接(例如,2G、3G、LTE、4G)、WiFi连接、Internet连接等。连接可用于各种活动,例如泵组件位置跟踪、资源追踪、合规性监测、远程选择、上传日志、警报和其它操作数据以及治疗设置的调整、软件和/或固件的升级等。通信处理器330可以提供双GPS/蜂窝功能。蜂窝功能例如可以是3G功能。在这样的情况下,如果

由于包括大气条件、建筑物或地形干扰、卫星几何形状之类的各种因素, GPS模块不能建立卫星连接, 则可以使用3G网络连接来确定装置位置, 例如通过使用小区识别(cell identification)、三角测量、前向链路定时(forward link timing)等。泵组件可以包括SIM卡, 并且可以获得基于SIM的位置信息。

[0047] 通信处理器330可以将信息传送到处理器310。通信处理器330可以包括内部存储器和/或可以利用存储器350。通信处理器330可以是低功耗处理器。

[0048] 在一些实施例中, 泵组件可以跟踪和存储各种数据, 例如定位数据、治疗参数、日志、装置数据等中的一种或更多种。泵组件可以跟踪和记录治疗和其它操作数据。数据可以被存储在例如存储器350中。

[0049] 在一些实施例中, 使用由通信处理器330提供的连接, 装置可上传由泵组件存储、维护和/或跟踪的任何数据。例如, 以下信息可以被上传到远程计算机或服务器, 即: 活动日志, 其包括治疗输送信息, 例如治疗持续时间; 报警日志, 其包括报警类型和发生时间; 错误日志, 其包括内部错误信息、传输错误等; 治疗持续时间信息, 其可以按照每小时、每天等来计算; 总治疗时间, 其包括从首次施用一种或更多种特定治疗方案起的治疗持续时间; 终身治疗信息; 装置信息, 例如序列号、软件版本、电池电量等; 装置位置信息; 患者信息等。装置还可以下载各种操作数据, 例如治疗选择和参数、固件和软件补丁以及升级等。泵组件可以使用一个或更多个浏览器程序、邮件程序、应用软件(例如, 应用程序)等来提供Internet浏览功能。

[0050] 使用同步采样控制负压源的操作

[0051] 图4图示了根据一些实施例的泵控制处理器(诸如泵控制处理器370)的示例部件的电部件示意图400。尽管所述部件可以是泵控制处理器的部分, 在其它实施例中, 一个或更多个部件可以从泵控制处理器分离。泵控制处理器的部件可以被用于对由泵组件(诸如泵组件230)的压力传感器提供的压力信号进行采样。压力传感器可感测泵组件的入口(或罐连接件)中或附近的压力以产生压力信号, 所述入口诸如入口252。该压力传感器可以测量罐中(或无罐系统中的敷料中或附近)的压力。另外, 尽管在对压力信号采样的情况下描述所述部件, 在其它实施例中, 一个或更多个其它信号(例如, 马达电压或电流信号)可以使用所述部件类似地进行采样或者根据类似或相同的定时进行采样。

[0052] 在一些实施例中, 入口阀的打开(或关闭)导致流体流动路径中的压力瞬变。出口阀的打开(或关闭)也可导致压力瞬变的传递。测量存在瞬变时的压力值并且使用测量的压力值控制泵可导致误差和错误。因此, 使压力测量值(以及泵控制)与流体流动路径中不存在压力瞬变时的持续时间同步是有利的。在某些实施例中, 压力传感器的压力测量值被读取(例如, 被采样)以被同步, 从而“漏过”由泵的操作(诸如由于所述至少一个阀的关闭和/或打开)导致的压力瞬变。这可以被称为“同步”采样。与之相比, 不考虑泵的操作(例如, 阀的打开和/或关闭)而读取压力传感器测量值可以被称为“非同步”采样。不论采样是同步的或者非同步的, 测量的压力都可被用于如下文所解释地控制泵。

[0053] 在一些实施例中, 同步采样可以如下执行。压力传感器可以将压力信号提供至模/数(A/D)处理器410的采样器模块或采样器412。采样器可以是采样和保持装置。采样器412可以以一频率(诸如500 Hz、1 kHz、2 KHz或10 KHz)对压力信号进行采样, 使得采样器412以选择的频率将指示压力信号的模拟值提供至A/D处理器410的A/D转换器414。采样器412

可以例如以采样模式或DSP扫描模式操作。采样器还可以在模拟数据被转换为数字形式之前执行抗混叠滤波(诸如在合适频率下的低通滤波)。A/D转换器414可以将从采样器412接收的模拟值转换为数字值,并且将数字值储存在A/D处理器410的输出缓冲器416中。

[0054] 滤波器420可访问存储在输出缓冲器416中的数字值,并且在数字值上执行滤波操作。例如,滤波器420可以是无限脉冲响应(IIR)滤波器(或有限脉冲响应(FIR)滤波器),并且在数字值上执行低通滤波(LPF)操作以降低更高频率的噪声或者使由于压力瞬变引起的采样压力信号中的快速变化平滑。滤波器420因此可以,例如,维持在泵(诸如泵390)的马达的旋转或一个或更多个阀的打开和/或关闭的一个或更多个循环或者循环的部分上的数字值的连续运行平均。在一个示例性实施方式中,由滤波器420执行的滤波操作可以基于以下方程:

[0055]
$$filteredSample = [averager = (((averager - (averager \gg iirBitShift)) + rawSample) \gg iirBitShift)]$$

[0056] 其中 $rawSample$ 可以是来自输出缓冲器416移除的数字值, $iirBitShift$ 可以是恒定的权重因子, $averager$ 可以是用于保持中间滤波结果的变量,且 $filteredSample$ 可以是滤波器420的输出值。滤波器420可存储来自滤波器缓冲器430中的滤波操作的已滤波的数字值。滤波器420可以例如以与采样器412相同的频率操作,使得滤波器420以相同的频率向滤波器缓冲器430提供对于每一个数字值的已滤波的值。

[0057] 存储处理器440可访问存储在滤波器缓冲器430中的已滤波的值,并且将已滤波的值传送到测量缓冲器450(例如,环形缓冲器),用于通过泵控制处理器进一步处理(例如,用于附加的平均,以确定泵组件的入口附近的估计的压力,或者确定是否触发报警)。在一些实施例中,存储处理器440可以对存储在滤波器缓冲器430中的已滤波的值进行采样,并且将采样值传送到测量缓冲器450。因此,存储处理器440在一些情况下可不访问存储在滤波器缓冲器430中的全部已滤波的值,但是可访问已滤波的值的选择的子集用于进一步处理。在一个示例中,存储处理器440可访问已滤波的值并且传送与泵的操作(诸如在泵的一个或更多个阀打开和/或关闭之后)同步的采样值。有利地,在某些实施例中,通过与泵的操作同步地采样并且传送已滤波的值,存储处理器440可以避免进一步处理与泵的一个或更多个阀的每个打开和/或关闭时流动路径中产生的压力瞬变对应的已滤波的值。

[0058] 与压力瞬变对应的已滤波的值可包含比其它已滤波的值更多的噪声,且因此对于通过泵控制处理器进一步处理中的使用是不期望的。在一些实施例中,当泵的操作速度降低到阈值以下(例如,泵的旋转速度降低到1Hz或2Hz以下)或泵已经空转持续至少一阈值时间段(例如,100ms或500ms)时,存储处理器440可根据计时器(例如,周期地,诸如每2ms)并与泵的操作非同步地采样已滤波的值并且将采样值传送到测量缓冲器450。即,当泵被缓慢地操作时(例如,当泵的活动降低到活动阈值以下时),可以利用非同步采样。存储处理器440可进一步将泵的系统电压和马达电流(和/或负压设备的操作的任何其它测量值)从滤波器缓冲器430传送到测量缓冲器450。

[0059] 泵可包括转速计或用于测量泵马达的旋转的以下(如所描述的)任何其它合适的装置。例如,泵可以是隔膜泵,其由DC马达操作并且具有入口和出口阀。泵的一个循环可对应于马达的四个旋转(或者任何其它合适数目的旋转),且转速计可提供用于马达的每个旋转的指示。压力传感器读数可以通过采样器412采样并且通过A/D转换器以超过(例如,如通过转速计测量的)泵操作的频率比率的频率或比率转换为数字数据。压力以比入口和出口阀

中的一个或二者的打开和/或关闭及(如通过转速计测量的)泵马达的速度更高的频率被采样(或过采样)。过采样允许(例如,通过滤波器420)移除由于由阀的打开和/或关闭导致的压力瞬变引起的贡献。已滤波的压力值可以与来自转速计的泵马达已经运转的指示同步地(例如,当指示到达或者检测到指示时)从滤波器缓冲器430移除。这实现同步采样。

[0060] 在某些实施例中,同步采样可以通过直接识别所述至少一个泵阀打开和/或关闭的持续时间来执行。例如,泵(诸如泵390)可利用一个或更多个传感器,所述一个或更多个传感器感测所述至少一个阀的打开和/或关闭。由所述一个或更多个传感器提供的信息可以被用于提供同步采样。例如,压力可以在如由所述一个或更多个传感器所指示的阀的打开和/或关闭之后的某一时间被采样。这个时间可以基于一个或更多个阈值间隔来确定,诸如例如在所述至少一个阀打开之后100ms(或任何其它合适的时间)。

[0061] 在一些实施例中,泵组件(诸如泵组件230)根据选择的或编程的协议控制真空泵以将负压治疗输送至伤口。泵的控制可以由泵控制处理器370单独执行或与处理器310组合来执行。例如,如上面所解释的,用户可以选择以期望的压力(或负压设定点)连续操作。泵组件可以激活真空泵,从而减少或降低伤口处(例如,在敷料下)的压力以达到设定点。如下面所解释的,可以通过增加伤口处的负压来执行降低(draw down),直到达到设定点,所述负压的增加受到称为压缩的每单位时间的最大负压变化限制。伤口降低(wound draw down)可以被定义为紧接在已启动治疗之后的时间段,在所述时间段期间,伤口尚未达到设定点。如下面所解释的,在达到设定点的这段时间结束时,流体流动路径中的流率应低于泄漏(或高流量)阈值并高于低真空阈值,否则将激活适当的报警。

[0062] 图5图示了根据一些实施例的用于提供负压伤口治疗的过程500。过程500可以由泵控制处理器370单独执行或与处理器310组合执行。可以周期性地执行过程500,例如每100毫秒(或每秒10次)或以任何其它合适的频率。替代地或附加地,可以连续地执行过程500。

[0063] 过程500可以开始于框502,当治疗启动,或者当正在输送治疗期间设定点改变时,过程500可转换到框502。在框502中,过程500将可以如下所解释地来确定的伤口压力与设定点进行比较。如果伤口压力低于设定点,则过程500可以转换到框504。相反,如果伤口压力超过或等于设定点,则过程500可以转换到框506。

[0064] 在框504(压力上升)中,过程500可以将泵斜向(ramp)设定点增加取决于压缩设置的量,如下文所解释的。然后,真空泵将尝试降低伤口压力,以达到泵斜向设定点的当前值。例如,可以产生合适的泵驱动信号,例如电压或电流信号,并将该泵驱动信号提供给泵马达,以便增加泵马达的速度以实现伤口降低。为了效率的目的,可以使用PWM或任何其它合适的方法来驱动泵马达。过程500可以继续增加泵斜向设定点,直到它达到用户选择的设定点。当伤口压力几乎达到或达到设定点时,过程500可转换到框508。例如,当伤口压力在设定点的上升阈值压力内时,例如在设定点的2mmHg内或任何其它合适的值内时,过程500可转换到框508。

[0065] 在框506(压力下降)中,过程500可将泵斜向设定点设定为用户选择的设定点。过程500可以停用泵,使得允许伤口压力衰减,例如由于流体流动路径中的一个或更多个泄漏,以达到或几乎达到设定点。此时,过程500可以转换到框508。例如,当伤口压力处于设定点的下降阈值压力内时,例如在设定点的5mmHg内或在任何其它合适的值内时,过程500可

以转换到框508。在某些情况下,下降阈值压力可以与上升阈值压力相同。

[0066] 在框508(稳态)中,泵斜向设定点可以被设置为用户选择的设定点。过程500可以控制真空泵以在伤口处维持期望的负压。在框508中可以检测一个或更多个状态,例如高真空、低真空、泄漏等,如下文所解释的。如果用户将设定点改变为更负或更正,或者如果治疗的输送暂停,则过程500可转换到框502。

[0067] 在一些实施例中,泵组件通过利用压缩来控制真空泵以降低伤口(例如,如结合框504在上文中所解释的)。使用压缩可以有利于避免伤口压力的快速变化,这可以最小化患者的不适,减少由于操作泵而产生的噪声,维持负压的高效输送,维持功率(例如,电池功率)的高效使用等。压缩可以由过程500执行,过程500继而可以由泵控制处理器370单独实施或与处理器310组合来实施。压缩可以对应于每单位时间伤口处最大期望的负压增加。可以基于负压设定点和选择的压缩设置(例如,低、中或高)来确定压缩。

[0068] 在一些实施例中,泵组件监测各种参数,例如流体流动路径中的压力和流率,以便控制与负压伤口治疗的输送有关的泵。参数监测和泵控制可由泵控制处理器370单独执行或与处理器310组合执行。除其它之外,可以使用监测流率来确保治疗被适当地输送到伤口,以检测泄漏、阻塞、高压以及低真空、罐充满等。

[0069] 泵组件可被配置成间接地测量流体流动路径中的流率。例如,泵组件可以通过使用转速计来测量真空泵马达的速度(例如,频率)。替代地或附加地,泵组件可以使用任何合适的方法来测量泵的活动水平或占空比,例如通过监测供应给泵的电压或电流,(例如,通过使用霍尔传感器)感测泵速度,测量由泵马达产生的反电动势,监测泵(例如,泵马达或致动器)的占空比等。可以(例如,通过应用如以上所解释的低通滤波器)对转速计读数进行平均,以减轻一次或更多次错误读数的影响。可以对多个最近的(例如在过去2.5秒或任何其它合适的时间段内的)转速计读数进行平均,以获得短的转速计平均值。可以对多个不那么近的(例如在过去30秒或任何其它合适的时间段内的)转速计读数进行平均,以获得长的转速计平均值。短和长的转速计平均值可被用于泵控制。附加地或替代地,泵组件可以例如通过使用流量计来直接测量流率。

[0070] 另外,可以使用一个或更多个传感器来确定并且监测流动路径中的压力。在一些实施例中,泵组件包括泵组件230的入口252(或罐连接件)中或附近的压力传感器。此压力传感器可测量罐中或流体流动路径的任何其它部分中(或者辅料或无罐系统的流体流动路径的任何其它部分中或附近)的压力。在2014年3月13日提交、题为“SYSTEMS AND METHODS FOR APPLYING REDUCED PRESSURE THERAPY”、专利申请号为14/210,062的美国专利申请中公开了一个或更多个压力传感器的布置,其通过引用整体地结合于本文中。泵组件可以连续地测量罐中的压力,例如每毫秒或任何其它合适的持续时间。可以对适当数量的最新的压力传感器读数进行平均,以减轻一次或更多次错误读数的影响。

[0071] 伤口压力可以使用测量的罐压力和泵速度进行估计。由于在流动路径中存在一个或更多个泄漏,所以伤口压力可能与罐压力不同。

[0072] 基于确定的流率、罐压力和伤口压力值,泵组件监测和检测各个操作状态并且可控制泵。当过程处于框508中时,这些状态中的一个或更多个可以通过过程500来检测。流体流动路径中的阻塞可以通过在一段时间内或期间(例如,2分钟或任何其它合适的持续时间)将长的转速计平均值所反映的流率与特定的阻塞阈值进行比较来确定。可以基于特定

的压力设定点来选择或确定阻塞阈值。也就是说,为了检测阻塞,泵组件可以利用对应于特定压力设定点的多个阻塞阈值。如上面所解释的,可以通过检测和监测泵速度来间接地确定流率。长的转速计平均值可以与阻塞阈值进行比较。替代地或附加地,可以将短的转速计平均值或流率的任何其它合适的测量结果与阻塞阈值进行比较。

[0073] 在操作期间,泵产生传播通过流体流动路径的压力脉冲(例如,压力瞬变)。根据一些实施例,可以由压力传感器检测的压力脉冲由图6的压力曲线602图示。如在区域604中所图示,流体流动路径中的压力在系统的正常操作期间围绕特定压力设定点608变化或振荡。区域606图示出存在远离泵的阻塞的流动路径中的压力脉冲。例如,罐(或敷料)变满,和/或罐(或敷料)过滤器被堵塞或阻塞。如区域606中所图示,远端阻塞的存在导致罐(或敷料)的上游看到减小的体积,并且压力脉冲的幅度改变(例如,增加)。压力信号的频率也改变(例如,减慢或减小)。可以使用压力信号的一个或更多个参数的观察到的变化来识别存在的远端阻塞的类型,例如区分罐(或敷料)填满和流体流动路径中的其它类型的阻塞。可以使用各种技术(例如通过测量峰谷变化)来测量压力信号幅度的变化。

[0074] 图7图示了根据一些实施例的提供负压伤口治疗的过程700。过程700可以由泵控制处理器370单独执行或与处理器310组合执行。过程700可以周期地执行或者以任何其它合适的频率执行。替代地或附加地,可以连续地执行过程700。有利地,在某些实施例中,过程700可使得压力测量值能够与泵的操作同步,使得与由于泵的一个或更多个阀的打开和/或关闭在流动路径中产生的压力瞬变对应的压力测量值的影响可以被减小或消除。

[0075] 在框702处,过程700可读取流体流动路径中的压力的测量值。测量值可以已从压力传感器接收,所述压力传感器被定位成感测在泵组件(诸如泵组件230)的入口处或附近的压力,或者在流体流动路径的任何其它合适的部分处的压力。在一个示例中,测量值可以从输出缓冲器416获得,在被存储在滤波器缓冲器430之前可(诸如通过滤波器420)被进一步滤波。

[0076] 在框704处,过程700可以与泵组件的泵(诸如泵390)的一个或更多个阀(例如,入口阀或出口阀)的打开和/或关闭同步地对识别的测量值进行采样。测量值可因此被采样,使得识别的测量值中的一个或更多个被从采样的测量值中排除。例如,测量值可以被由泵的一个或更多个阀的周期性打开和/或关闭产生的压力瞬变影响,且过程700可以对测量值进行采样,以便与其它测量值相比受压力瞬变影响更多的一个或更多个测量值可以从采样测量值中排除。在一些实施例中,过程700可以使用来自泵或者与泵相关联的传感器的信号确定所述一个或更多个阀的打开和/或关闭。

[0077] 在一个示例中,过程700可以以与泵的一个或更多个阀的打开和/或关闭频率对应的(例如,成比例的)采样频率对测量值进行采样。在另一示例中,过程700可以对测量值进行采样,使得当泵的一个或更多个阀处于打开和/或关闭循环中的一个位置处时测量的测量值被包括在采样的测量值中,并且当一个或更多个阀处于打开和/或关闭循环中的另一位置处时测量的测量值被从采样的测量值排除。

[0078] 在又一示例中,过程700可以至少基于从与泵关联的转速计接收的信号的频率或比率来对测量值进行采样。转速计可以被定位成测量泵的马达的速度。测量值的采样可包括访问并传送压力测量值用于进一步的处理,例如,响应于检测到转速计信号的上升沿和下降沿中的一个或任一个,使得采样与马达的旋转(或泵的操作)同步。

[0079] 在框706处,过程700可至少基于采样测量值确定流体流动路径中的压力。压力可以例如被确定成使得反映由于压力瞬变的贡献的一个或多个测量值被从采样测量值排除。与如果基于采样测量值和从采样测量值排除的测量值二者来估计压力的情况相比,压力可以更准确,因为通过在压力的确定中不考虑从采样测量值排除的测量值,在泵的一个或多个阀的每个打开和/或关闭上产生的压力瞬变的影响可以被减小或消除。

[0080] 在框708处,过程700可至少基于估计的压力产生驱动信号,以控制泵的操作。例如,驱动信号可以是PWM信号,且驱动信号的占空比可以被改变以至少根据估计的压力增大或减小泵的速度。在一些实施例中,可以使用比例-积分-微分(PID)计算来控制驱动信号的占空比,所述比例-积分-微分(PID)计算至少基于压力设定点和估计的压力之间的差,如关于图8的过程800所描述的。

[0081] 尽管过程700被描述为使用采样以减小或消除由泵的一个或多个阀产生的压力瞬变的影响,在一些实施例中可以使用一个或多个附加的或其它方法来减小或消除由泵的一个或多个阀产生的压力瞬变的影响。例如,过程700可以至少基于测量值与泵的一个或多个阀的打开和/或关闭的同步来衡量测量值的权重。与其它测量值相比受泵的一个或多个阀的打开和/或关闭产生的压力瞬变影响更多的测量值可以被赋予相对于其它测量值较小的权重,使得受压力瞬变影响更多的测量值与其它测量值相比对确定的估计压力的影响较小。

[0082] 图8图示了根据一些实施例的用于确定负压源的PWM控制信号的占空比的过程。过程800可以由泵控制处理器370单独执行或与处理器310组合执行。过程800可以周期地执行或者以任何其它合适的频率执行。有利地,在某些实施例中,过程800可使得泵控制处理器370能够确定用于控制泵(诸如泵390)的合适的占空比,使得泵被斜向成或控制至设定点而不:(1)显著超出设定点,或(2)在满罐状态下控制泵从而在不同于设定点的水平操作。

[0083] 过程800可以基于PID计算并且用作控制循环反馈机制。控制循环反馈机制可以根据基于测量压力和设定点压力之间的差计算的误差值提供多达三项控制。所述多达三项控制可以通过比例控制项(P_{TERM})、积分控制项(I_{TERM})、或微分控制项(D_{TERM})来确定。在一些实施例中,PID计算的输出(PID_{OUT})可以取决于 P_{TERM} 、 I_{TERM} 、和 D_{TERM} 的和。另外, I_{TERM} 可以与积分和(I_{SUM})有关,所述积分和还可以取决于过去的误差的累积。 PID_{OUT} 可以被设定为从0到100的许可范围,使得0对应0%占空比的PWM控制信号,并且100对应100%占空比的PWM控制信号。如通过过程800图示的,在一些实施例中,在过程800期间 D_{TERM} 可以被设定为0。

[0084] 过程800可以在某些方面类似于标准PID计算。然而,过程800可包括对标准PID计算的修改,其将PID计算的响应改进至负压伤口治疗中的各种状态。例如,过程800可包括以下修改:

[0085] ● 如果测量的压力超过高真空报警阈值,则 I_{SUM} 可以被设为0。

[0086] ● 如果 P_{TERM} 超过100,则 I_{SUM} 可以被设为0并且 PID_{OUT} 可以被设为100。

[0087] ● 如果压力设定点和测量的压力之间的差是负的,则 I_{SUM} 可以被设定为 I_{SUM} 和大于所述差的值的和。

[0088] ● 如果 I_{SUM} 小于0,则 I_{SUM} 可以被设定为0,并且 PID_{OUT} 可以被设定为 P_{TERM} ,其可以避免压力释放周期之后的长的PID重启延迟。

[0089] ● 如果 P_{TERM} 与 I_{TERM} 的和超过100,则 PID_{OUT} 可以被设定为100且 I_{SUM} 可以被减小,诸

如与所述和超过100的量成比例。

[0090] 尽管过程800可包括上述引用的修改的全部,而在一些实施例中,过程800可取而代之地包括所述修改中的一个或更多个而不包括所述修改中的其它一个或更多个,或者可以包括不同的修改。

[0091] 在框802处,过程800可确定流动路径中的测量的压力(P_{MEASURED})是否超过高真空阈值(T_{HIGH})。测量的压力可以是定位在泵组件(诸如泵组件230)的入口处或入口附近的压力传感器接收的压力测量值,并且,在一些实施例中,可如同关于过程700所讨论地,已经从一组测量值采样。如果测量的压力超过高真空阈值,在框804处,过程800可将 I_{SUM} 设定为0,且将 PID_{OUT} 设定为0,并且过程800可以通过返回 PID_{OUT} 的值结束。

[0092] 如果测量的压力不超过高真空阈值,在框806处,过程800可将ERROR设定为压力设定点和测量的压力之间的差,并且将 P_{TERM} 设定为比例增益(K_p)乘以ERROR。压力设定点可以例如由泵组件的用户通过设定对应于压力设定点的操作的模式或者期望的压力来设定。在一些实施例中,比例增益可以使用一个或更多个控制回路调制方法在泵组件的测试操作期间或者在泵组件的制造处被设定。比例增益可以例如被设定为范围从0到1、范围从0.3到0.9、范围从0.5到0.7、或者到0.6的值。

[0093] 在框808处,过程800可确定 P_{TERM} 是否等于或超过100。如果 P_{TERM} 等于或超过100,在框810处,过程800可将 I_{SUM} 设定为0,且将 PID_{OUT} 设定为100,并且过程800可以通过返回 PID_{OUT} 的值结束。如果 P_{TERM} 不等于或者超过100,在框812处,过程800可以确定ERROR是否小于0。如果ERROR不小于0,则过程800可以在框814处将 I_{SUM} 设定为 I_{SUM} 与2倍的ERROR之和。如果ERROR小于0,则过程800可以在框816处将 I_{SUM} 设定为 I_{SUM} 与ERROR之和。在框818处,过程800可确定 I_{SUM} 是否小于0。如果 I_{SUM} 小于0,在框820处,过程800可将 I_{SUM} 设定为0,且将 PID_{OUT} 设定为 P_{TERM} ,并且过程800可以通过返回 PID_{OUT} 的值结束。

[0094] 如果 I_{SUM} 不小于0,在框822处,过程800可将 I_{TERM} 设定为积分增益(K_I)乘以 I_{SUM} ,且将 PID_{OUT} 设定为 P_{TERM} 与 I_{TERM} 之和。在一些实施例中,比例增益可以被设定为范围从0到1、范围从0.0001到0.0003、或者到0.0002的值。在框824处,过程800可确定 PID_{OUT} 是否超过100。如果 PID_{OUT} 不超过100,则过程800可以通过返回 PID_{OUT} 的值结束。如果 PID_{OUT} 超过100,在框826处,过程800可以成比例缩放 I_{SUM} (例如,通过一量,所述量取决于 PID_{OUT} 超过100的量或与 PID_{OUT} 超过100的量成比例),且将 PID_{OUT} 设定为100,并且过程800可以通过返回 PID_{OUT} 的值结束。

[0095] 图9A-9B和10A-10B图示了用于根据一些实施例的模拟减压伤口治疗系统的操作压力的绘图。图9A-9B描绘了用于模拟系统的操作压力的示例性绘图,所述模拟系统不实施本公开提供的教导中的至少一些,诸如关于过程700(例如,使用采样的压力值)和过程800(例如,基于PID计算的控制过程)描述的教导。图10A-10B描绘了用于模拟系统的操作压力的示例性绘图,所述模拟系统不使用本公开提供的教导中的至少一些,诸如关于过程700和800描述的教导。

[0096] 图9A示出了示例性绘图900A,其用于泵的控制和降低操作,以在不使用同步采样的情况下尝试将伤口处的压力降低至达到120mmHg。绘图900A的线A、B和C分别图示了用于具有满罐、接近满罐、和空罐的系统的模拟的操作压力。在0秒的时刻,泵开始操作以降低压力。在约3秒的时刻,泵已经完成降低操作并且进入稳态操作。如可从绘图900A的线A和B看到的,模拟系统中的压力指示在0秒到0.5秒之间的瞬变(其未被移除,因为未使用同步采

样)或者显著的压力脉冲的存在。在不移除或减轻由于在泵启动处的此种压力脉冲或瞬变的贡献的情况下操作泵,在一些情况下可能是不期望的,并且例如对于病人可能是不舒服或痛苦的。另外,可以从绘图900A的线A看到,罐充满的状态也可能导致泵降低100mmHg而不是如期望的120mmHg。因此,泵也可能在罐充满的状态下(或者甚至在罐空或相对空的状态下)工作不佳。

[0097] 图9B示出了示例性绘图900B,用于在存在120mmHg的压力瞬变而不使用同步采样的情况下控制泵。绘图900B的线A、B和C分别图示了用于具有满罐、接近满罐、和空罐的系统的模拟的操作压力。在0秒的时刻,泵开始操作以降低伤口处的压力。0和1秒之间的时间图示了压力瞬变的发生(其未被移除,因为未使用同步采样)。在约1秒的时刻,压力瞬变已经停止或结束。如可从绘图900B的线A和B看到的,模拟系统中的压力可示出由于压力瞬变导致的在0秒到0.3秒之间的显著的压力过冲。在不移除或减轻由于此种压力过冲的贡献的情况下操作泵,在一些情况下可能是不期望的,并且例如对于病人可能是不舒服或痛苦的。另外,可以从绘图900B的线A看到,罐充满的状态可能导致泵将压力调整100mmHg而不是如期望的120mmHg。因此,泵可能在罐充满的状态下(或者甚至在罐空或相对空的状态下)工作不佳。

[0098] 图10A示出了示例性绘图1000A,其用于泵的控制和降低操作,以尝试将压力降低120mmHg,并且图10B示出了示例性绘图1000B,其用于在120mmHg的压力瞬变情况下的泵的控制和瞬变操作。在绘图1000A和1000B两者中,利用了同步采样。与图9A-9B相比,如从绘图1000A和1000B的线A、B和C可见的,图10A-10B示出了压力的平滑降低、瞬变事件后的最小的过冲、相对快的调整以达到压力设定点、以及不依赖于罐的剩余容量的压力的有效调整。另外,如从绘图1000A和1000B的线A可见的,与通过绘图900A和900B描绘的系统中可实现的压力相比,压力可以被调整至更接近压力设定点。因此,使用同步采样用于控制泵导致,例如,增加效率、减小由于泵的操作导致的噪声和振动、减少能量的使用、以及对于病人有更好的舒适度。

[0099] 其它变型

[0100] 本文提供的阈值、极限、持续时间之类的任何值不旨在是绝对的,并且因此可以是近似值。此外,本文提供的任何阈值、极限、持续时间等可以自动地或由用户来固定或改变。此外,如本文所使用的,例如超过、大于、小于之类的相对于参考值的相对术语也旨在包括等于参考值。例如,超过参考值为正可以包括等于或大于参考值。此外,如本文所使用的,相对于参考值的相对术语例如超过、大于、小于等也旨在包括所公开关系的倒转,例如相对于参考值低于、小于、大于等。

[0101] 结合特定的方面、实施例或示例来描述的特征、材料、特性或群组将被理解为适用于本文所述的任何其它方面、实施例或示例,除非与之不相容。在本说明书(包括任何所附权利要求、摘要和附图)中公开的所有特征,和/或如此公开的任何方法或过程的所有步骤可以按照任何组合来结合,除了其中这些特征和/或步骤中的至少一些相互排斥的组合。保护不限于任何前述实施例的细节。保护延伸到在本说明书(包括任何所附权利要求、摘要和附图)中公开的特征中的任何新颖的一个特征或任何新颖的特征组合,或延伸到如此公开的任何方法或过程的任何新颖的一个步骤或任何新颖的步骤组合。

[0102] 虽然已描述了某些实施例,但这些实施例仅通过示例的方式给出,并且不旨在限

制保护范围。实际上,本文所描述的新颖的方法和系统可以按照多种其它形式来实施。此外,在本文所描述的方法和系统的形式上可以作出各种省略、替换和改变。本领域技术人员将理解的是,在一些实施例中,在所示和/或所公开的过程中采取的实际步骤可不同于附图所示的那些步骤。根据实施例,可以移除上述的某些步骤,也可以添加其它步骤。例如,在所公开的过程中采取的实际步骤和/或步骤顺序可能与图中所示不同。根据实施例,可以去除上述的某些步骤,也可以添加其它步骤。例如,附图中所示的各种部件可以被实施为处理器、控制器、ASIC、FPGA和/或专用硬件上的软件和/或固件。诸如处理器、ASICs、FPGAs之类的硬件部件可以包括逻辑电路。此外,上面公开的具体实施例的特征和属性可以按照不同的方式来组合,以形成附加的实施例,所有这些实施例都落入本公开的范围。

[0103] 尽管本公开包括某些实施例、示例和应用,但本领域技术人员将理解的是,本公开延伸超出具体公开的实施例到其它替代实施例和/或用途及其明显的修改和等同方案,包括不提供本文所阐述的全部特征和优点的实施例。因此,本公开的范围不旨在受本文中的优选实施例的具体公开限制,并且可由本文提出的或未来提出的权利要求来限定。

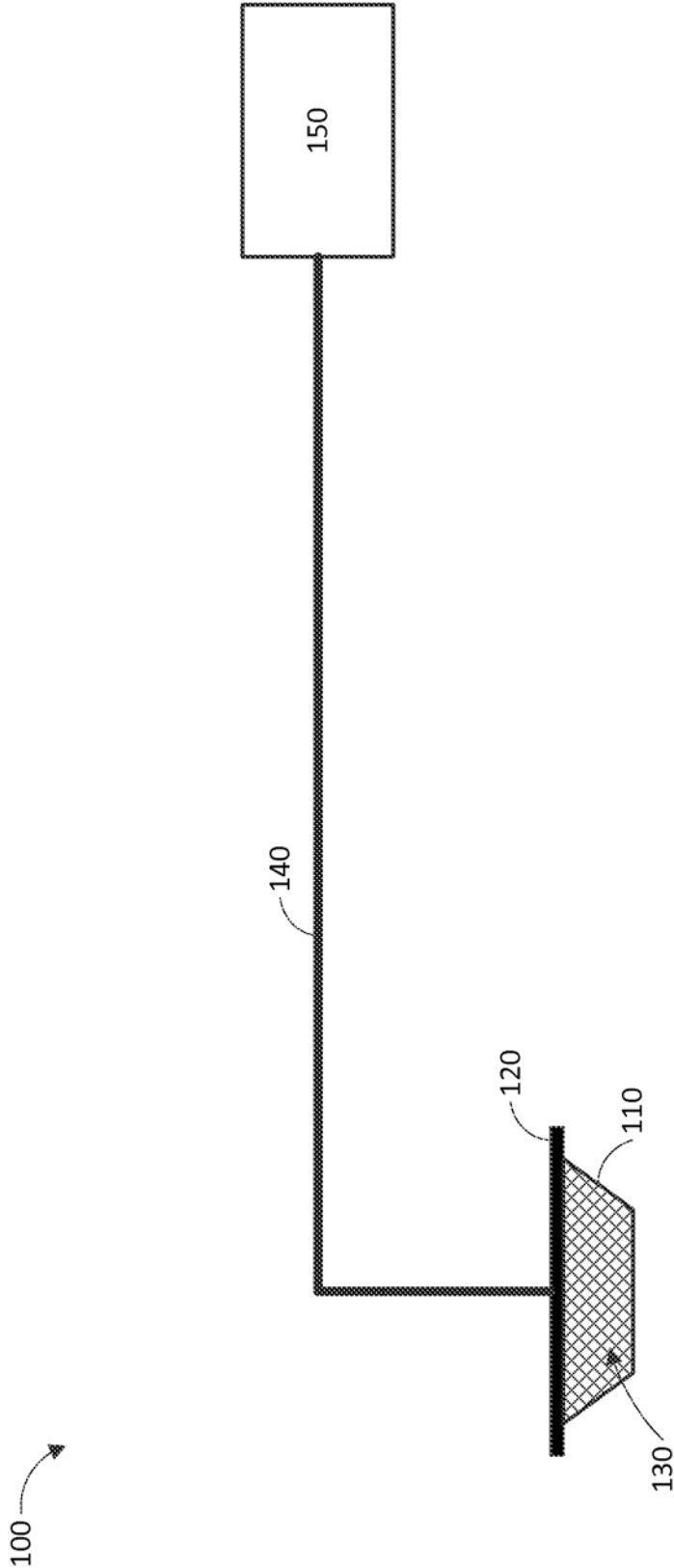


图 1

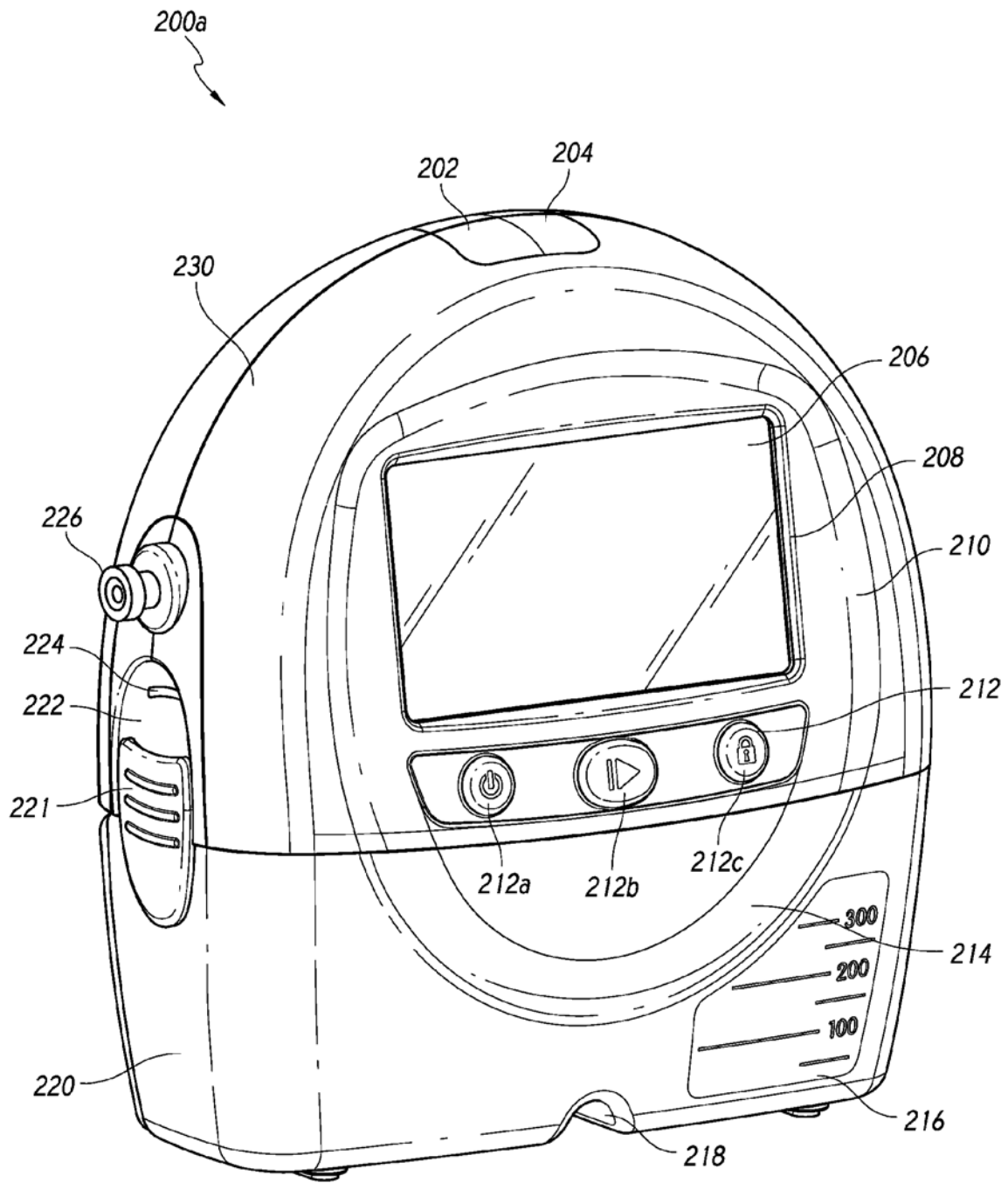


图 2A

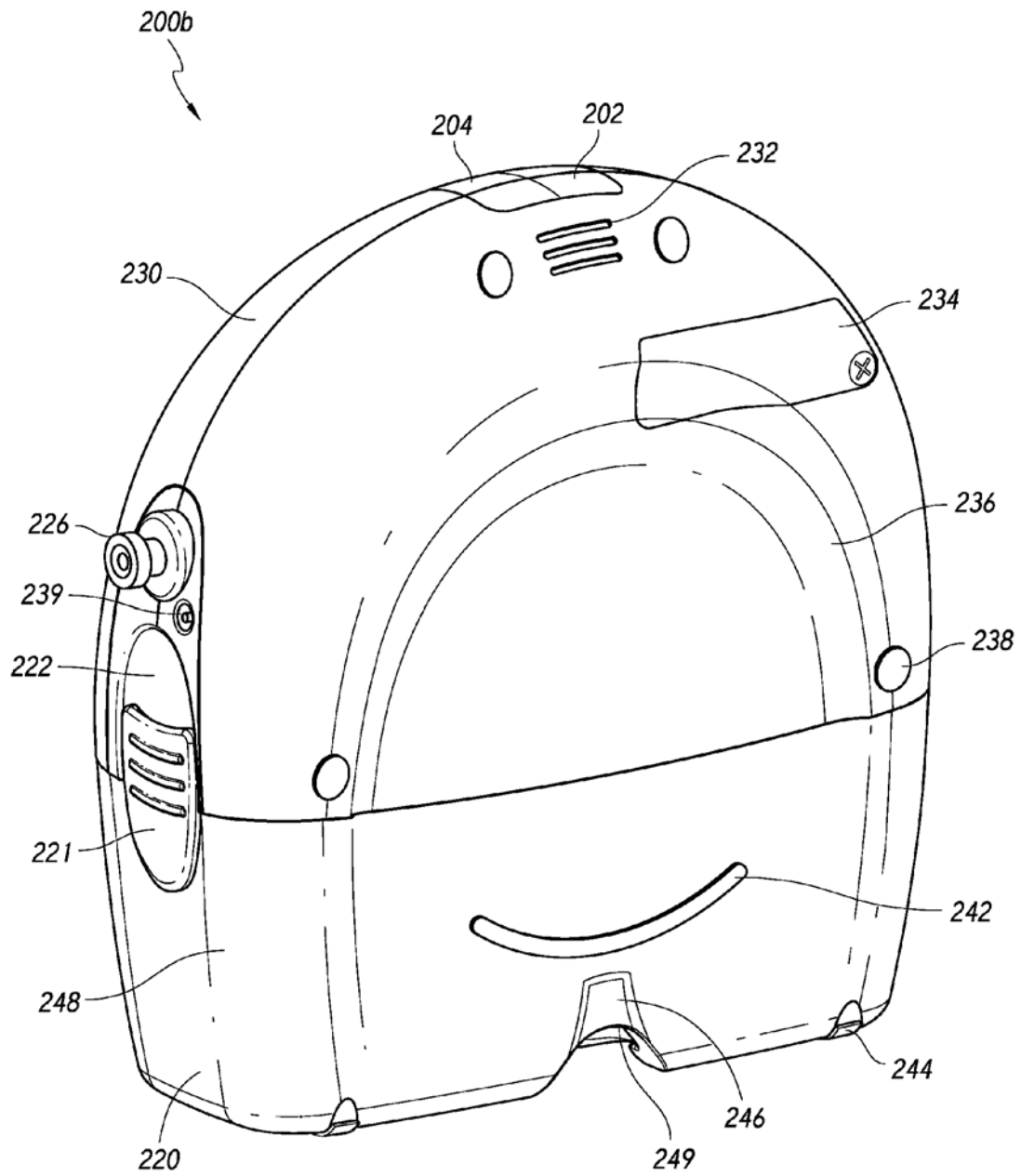


图 2B

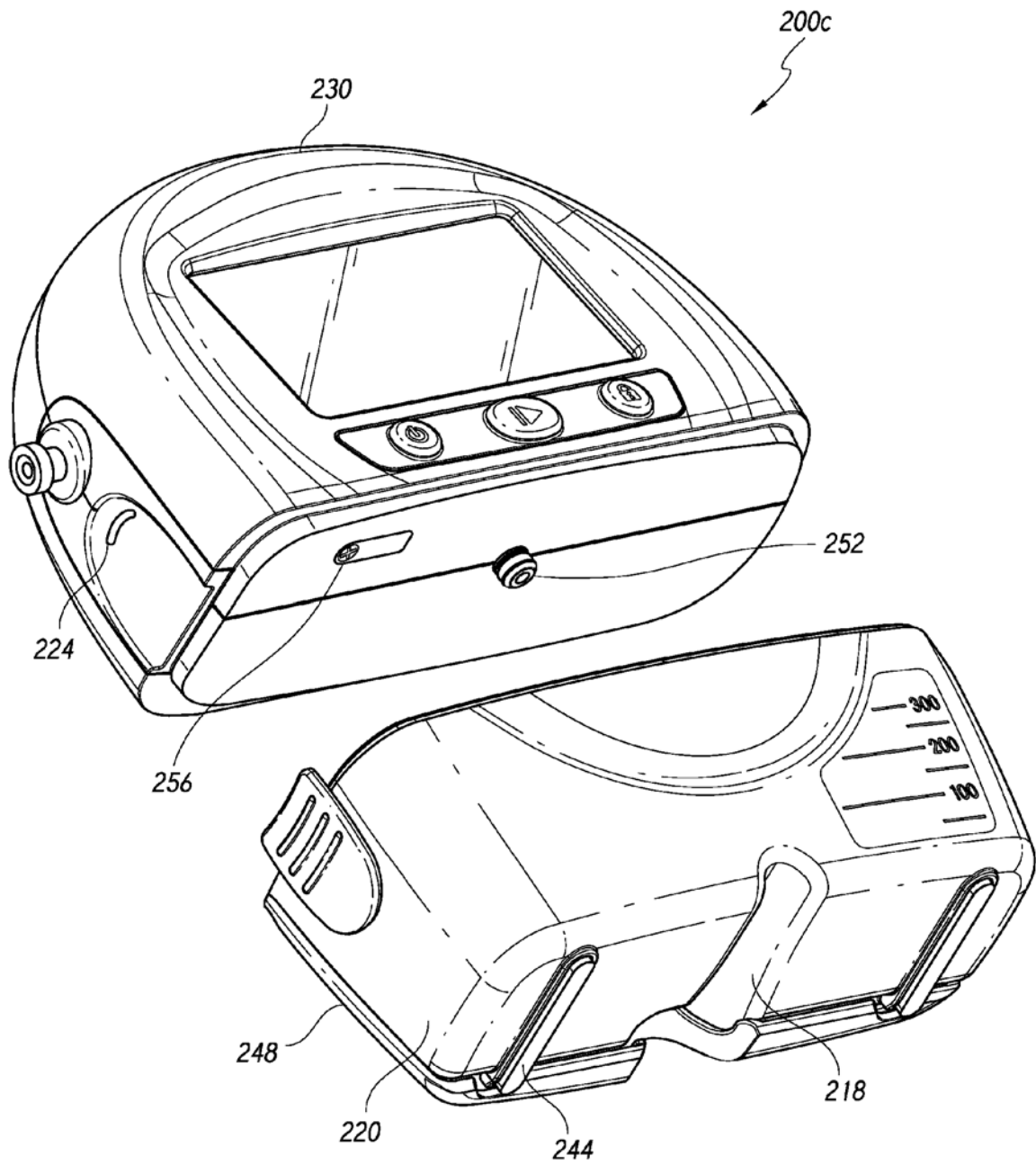


图 2C

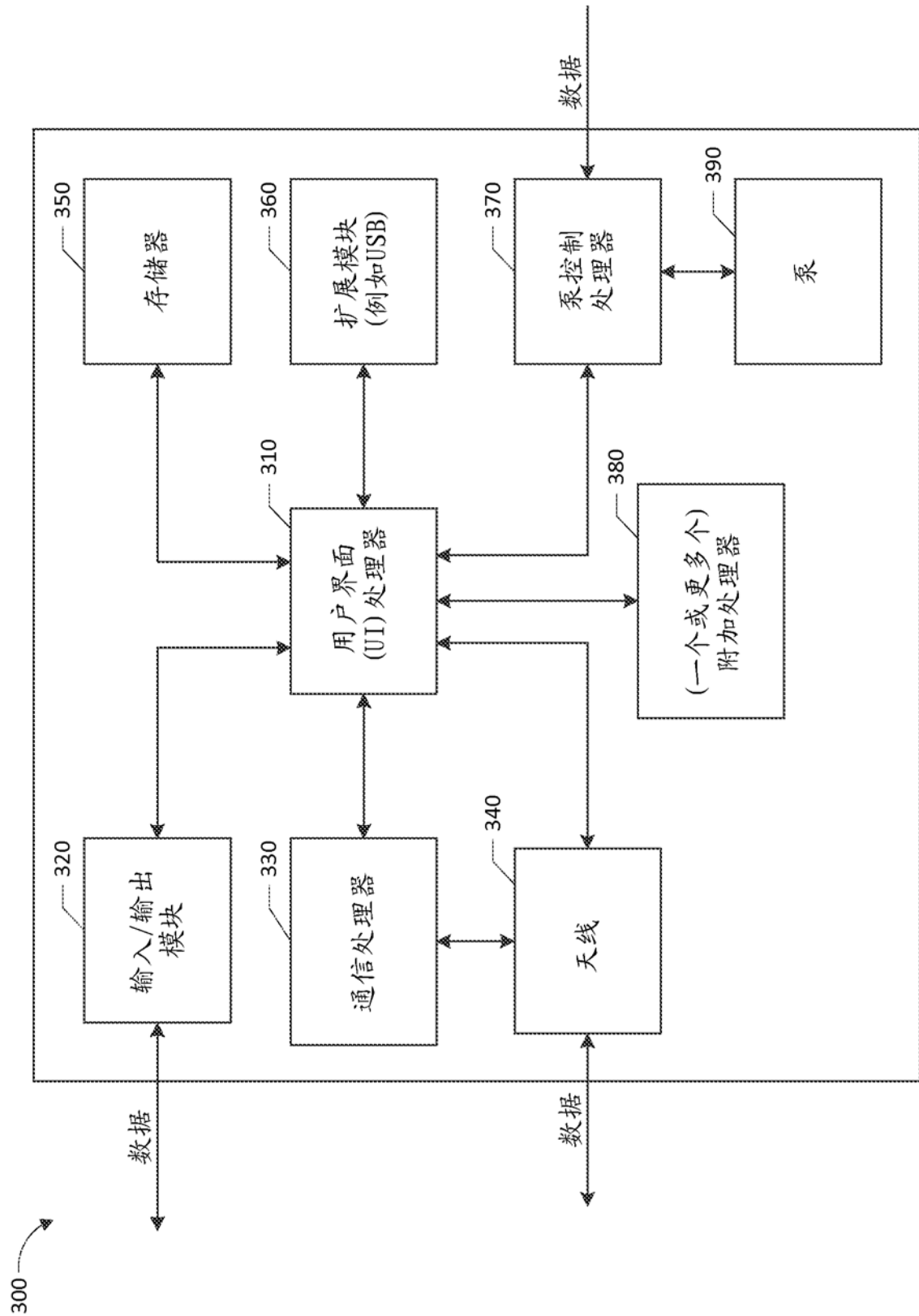


图 3

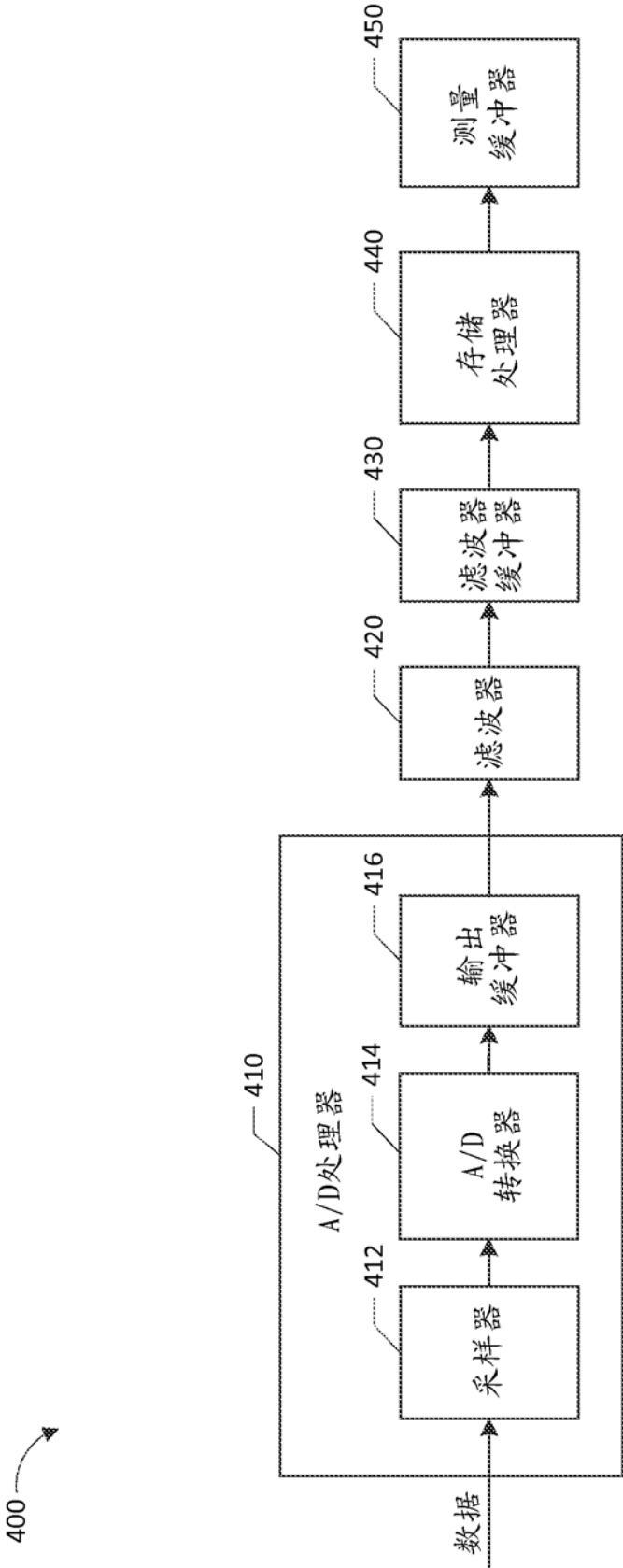


图 4

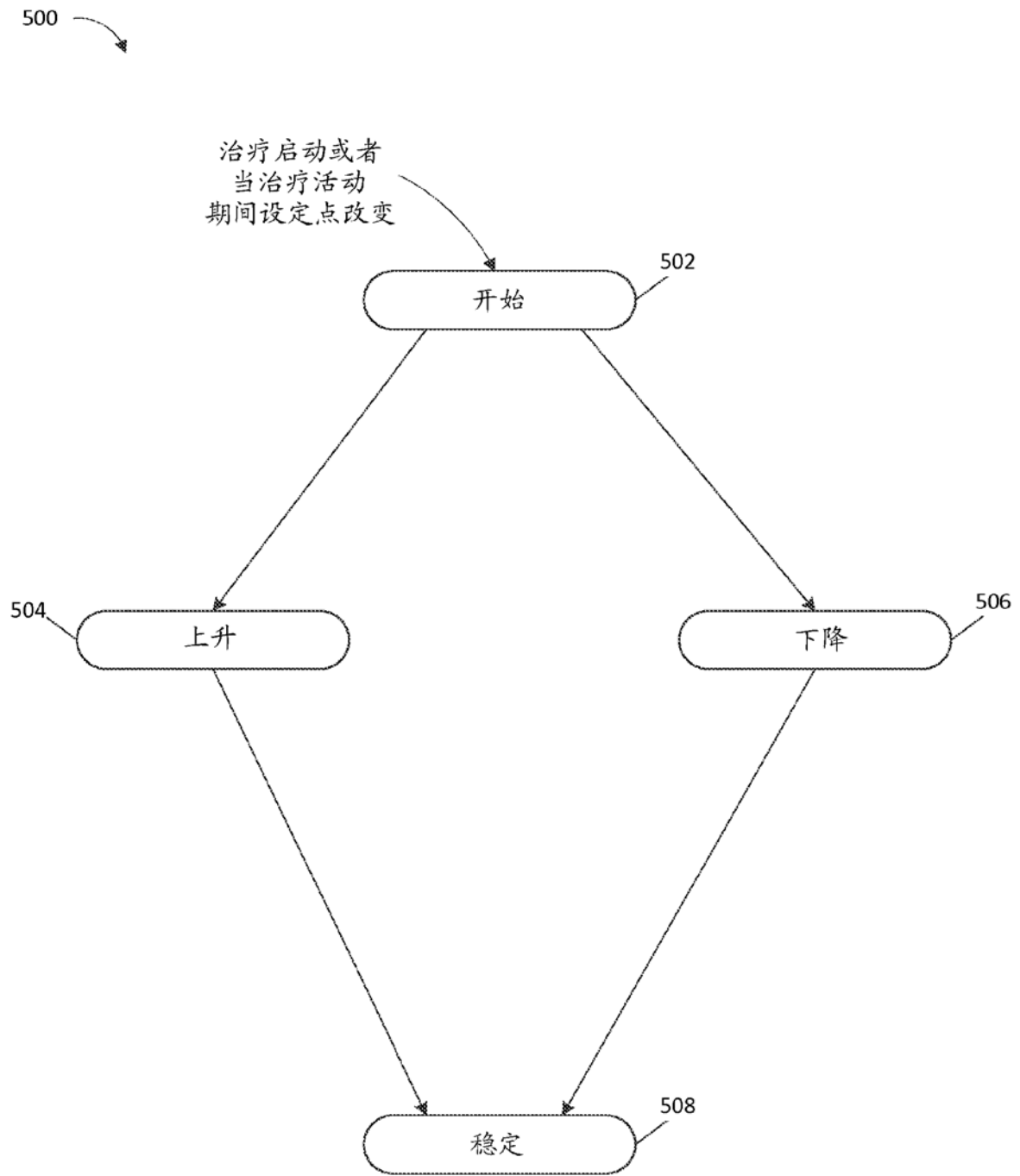


图 5

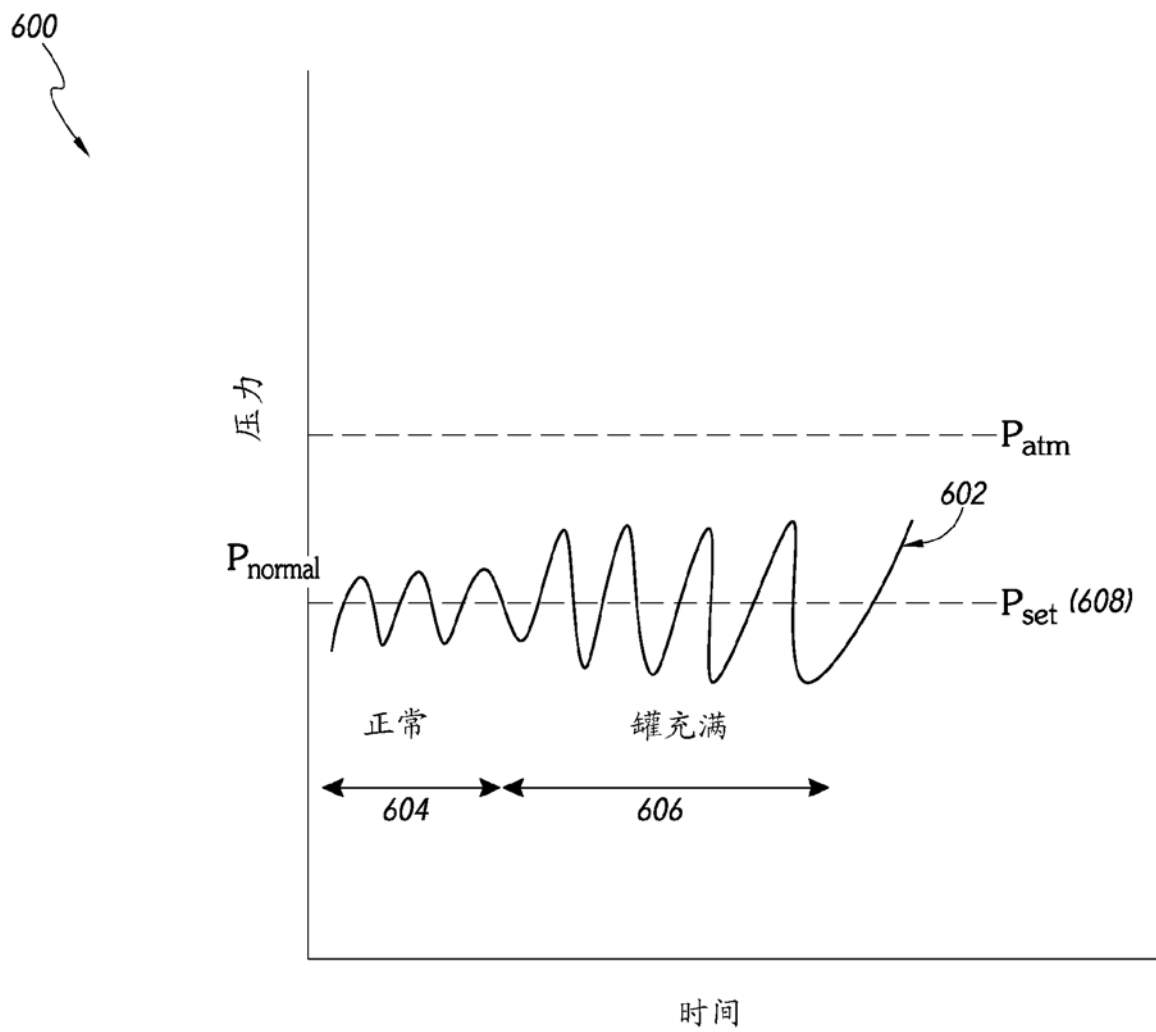


图 6

700

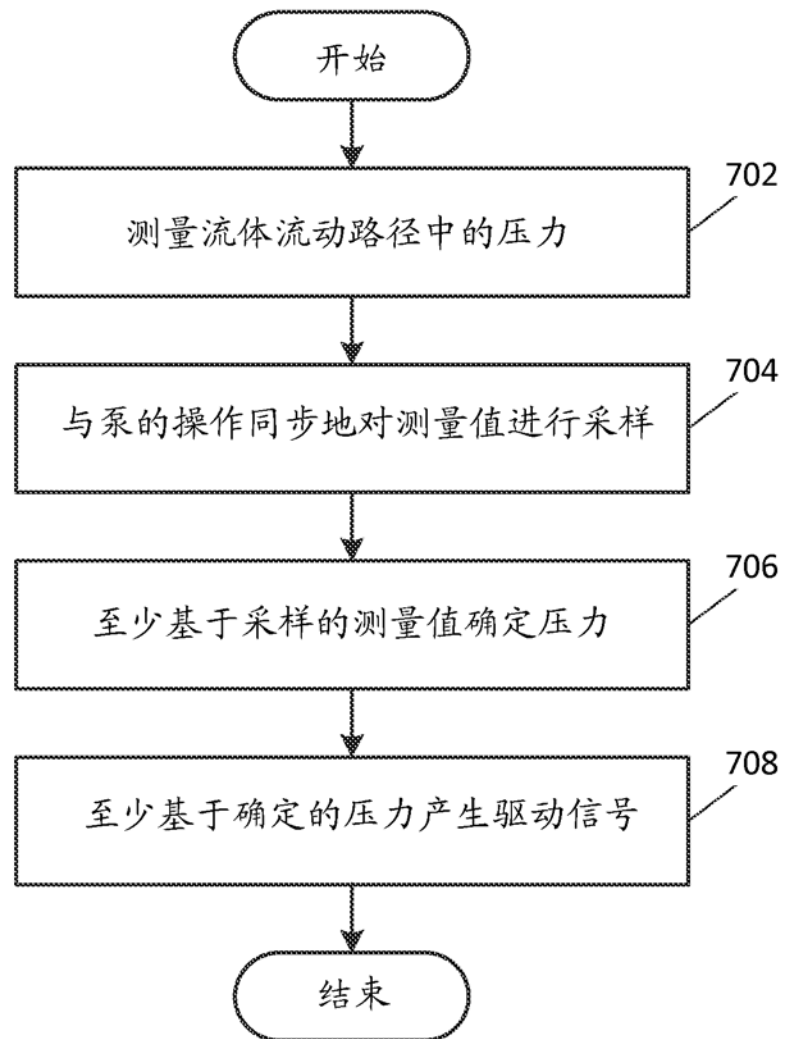


图 7

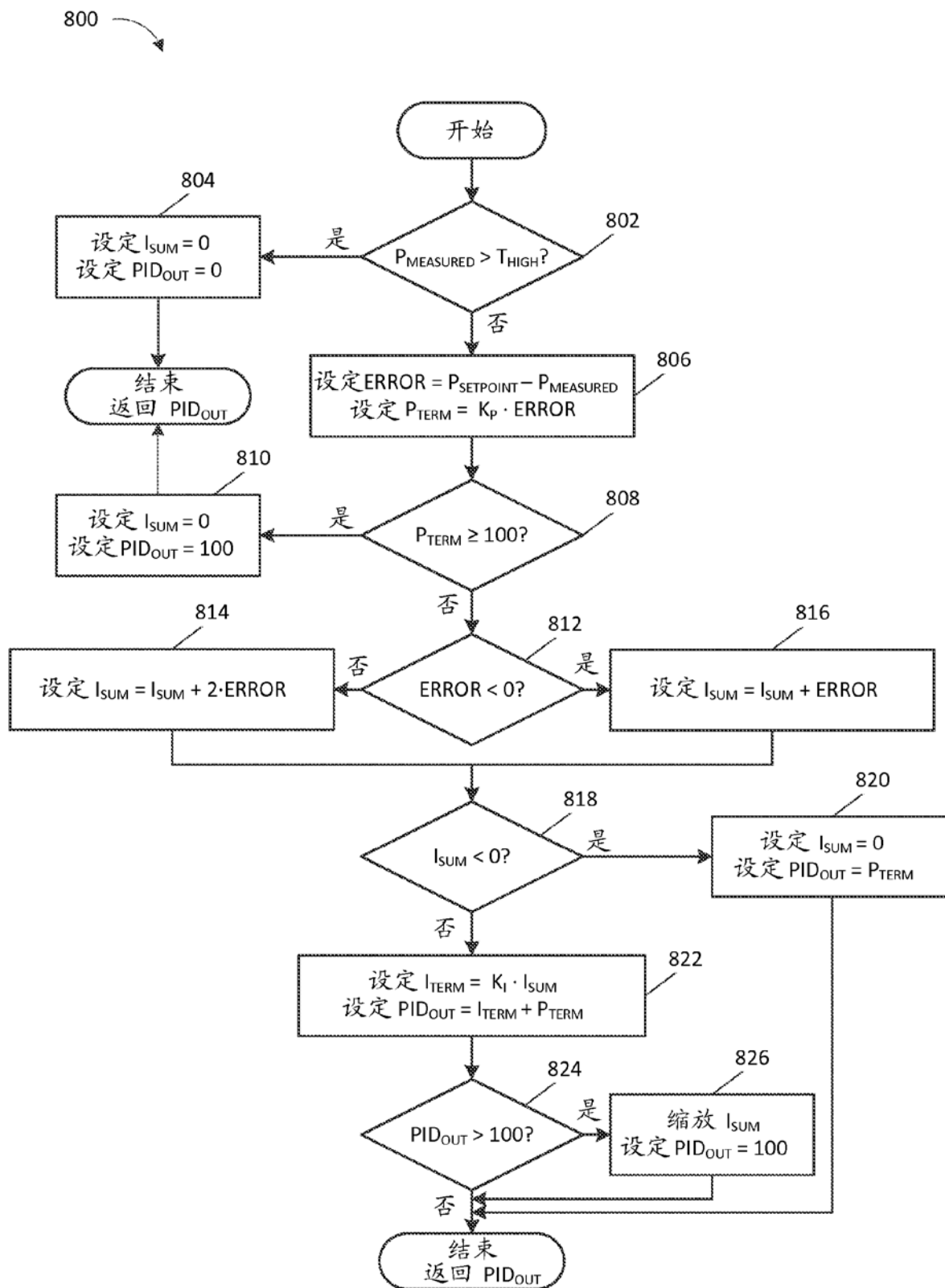


图 8

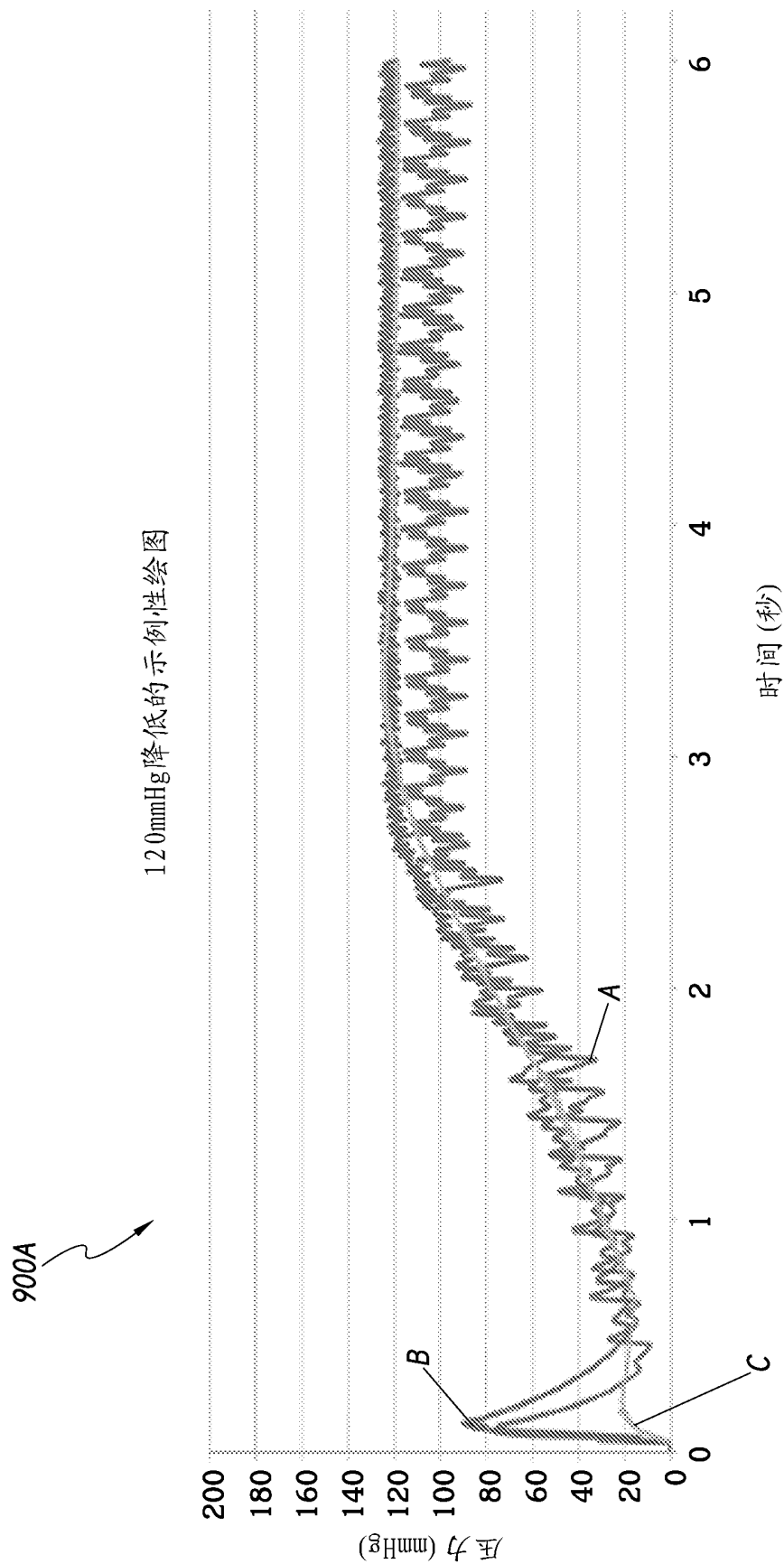


图 9A

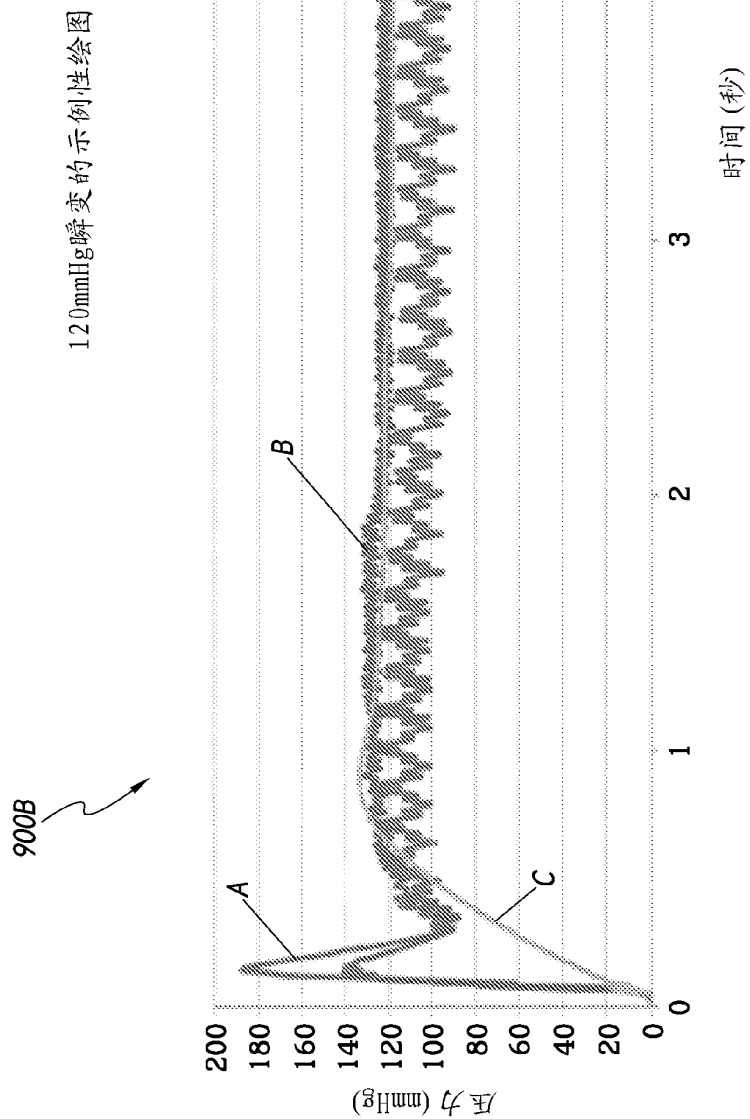


图 9B

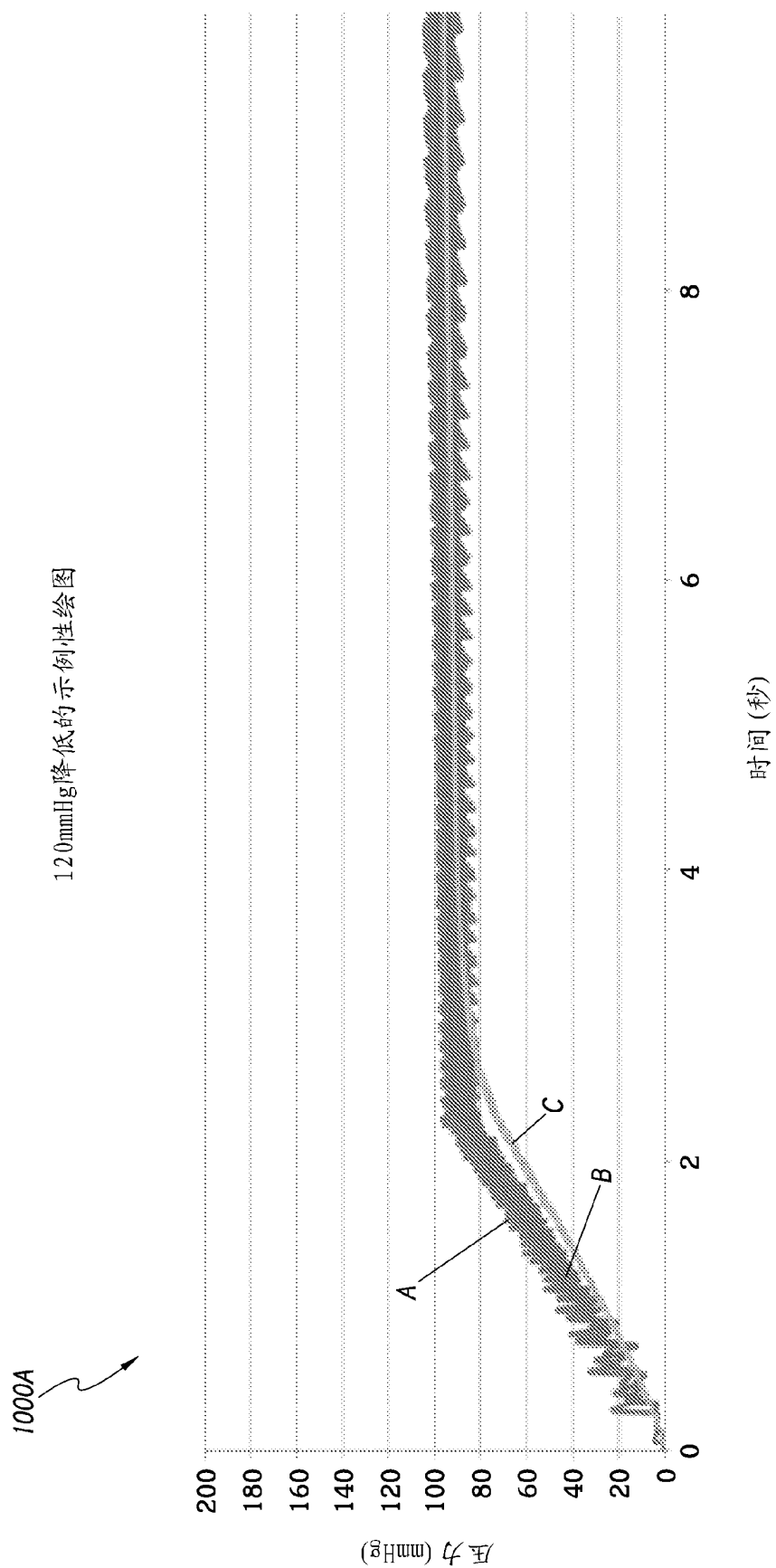


图 10A

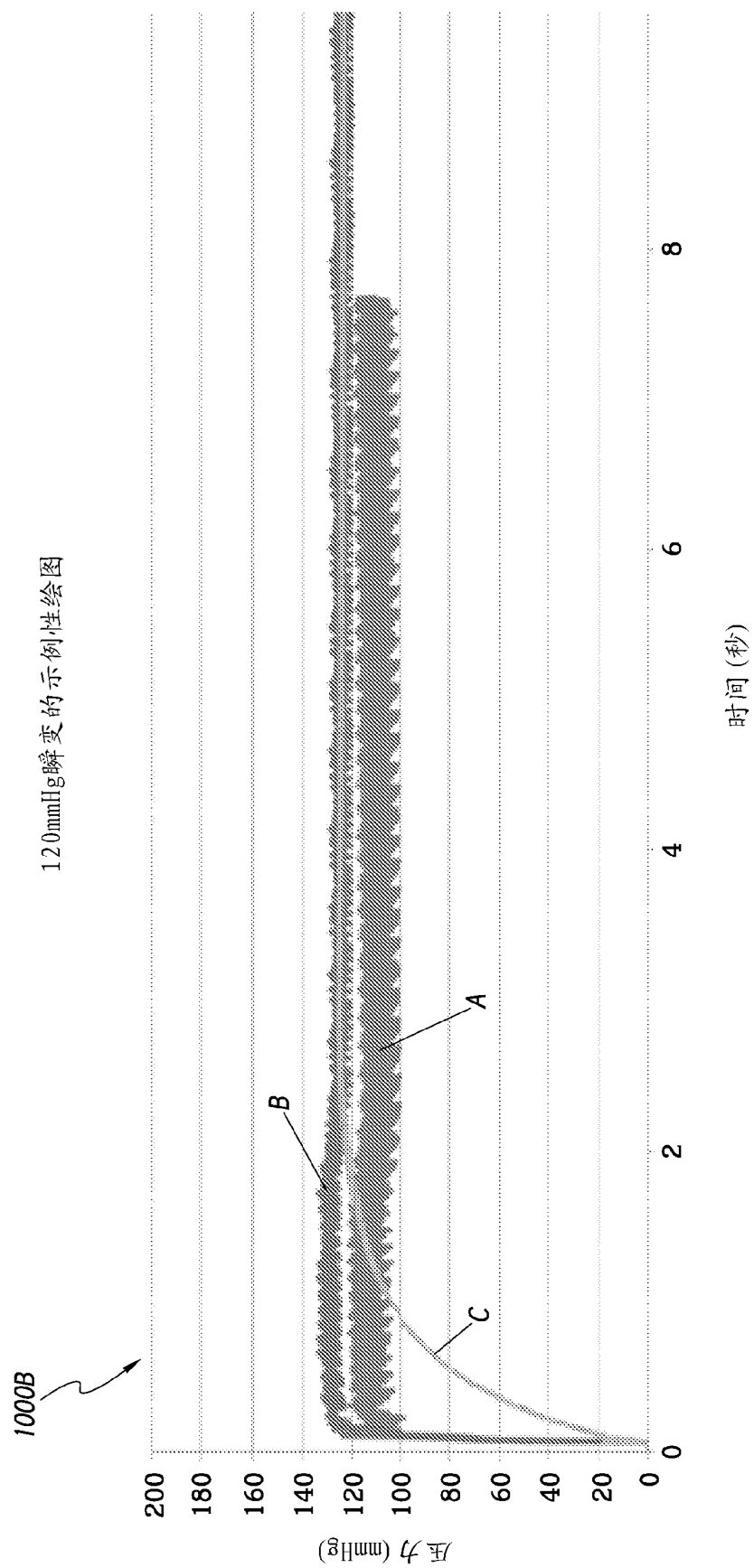


图 10B