



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114040788 B

(45) 授权公告日 2024.10.29

(21) 申请号 202080047237.9

(22) 申请日 2020.06.25

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 114040788 A

(43) 申请公布日 2022.02.11

(30) 优先权数据
62/867,557 2019.06.27 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2021.12.27

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/US2020/039504 2020.06.25

(87) PCT国际申请的公布数据
W02020/264084 EN 2020.12.30

(73) 专利权人 波士顿科学医学有限公司
地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 维韦克·沙哈 彼得·J·佩雷拉
尼拉杰·普拉萨德·劳尼亚尔

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332
专利代理师 谭营营 胡彬

(51) Int.Cl.
A61M 5/168 (2006.01)
A61M 5/142 (2006.01)
A61B 5/03 (2006.01)
A61B 1/12 (2006.01)
A61B 1/015 (2006.01)

(56) 对比文件
JP 2014226471 A, 2014.12.08
US 2018361055 A1, 2018.12.20
US 8447404 B2, 2013.05.21

审查员 曹培

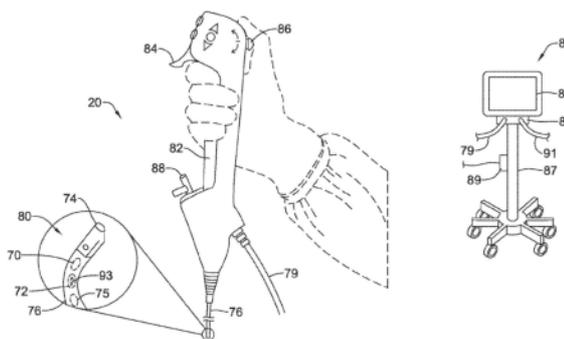
权利要求书2页 说明书18页 附图9页

(54) 发明名称

针对流体管理系统的内窥镜检测

(57) 摘要

一种流体管理和医疗设备系统可以包括流体管理系统和医疗设备。流体管理系统可以包括被配置为将流体泵送到医疗设备的泵和被配置为控制泵以保持目标流体流量范围的处理设备。医疗设备可以包括与流体管理系统的泵流体连通的细长轴、压力传感器和与压力传感器和流体管理系统的处理设备电子通信的工作站。处理设备可以被配置为基于从医疗设备的压力传感器接收的数据来调节流体流率,并且被配置为在基于从压力传感器接收的数据来调节流体流率之前验证医疗设备在患者体内。



1. 一种流体管理和医疗设备系统,包括:
流体管理系统,所述流体管理系统包括:
泵,其被配置为以流体流率从流体供应源泵送流体通过所述流体管理系统;以及
处理设备,其包括用户界面,所述处理设备被配置为基于系统操作参数的集合控制所述泵以保持目标流体流率;

医疗设备,所述医疗设备包括:

细长轴,其与所述流体管理系统的所述泵流体连通;

压力传感器,其设置在所述细长轴的远端处;

手柄,其耦合到所述细长轴的近端;并且

其中所述流体管理系统的所述处理设备被配置为基于从所述医疗设备的所述压力传感器接收的数据来调节所述流体流率;并且

其中所述流体管理系统的所述处理设备被配置为在基于从所述医疗设备的所述压力传感器接收的所述数据调节所述流体流率之前,验证所述医疗设备在患者体内处于使用中并且被连接到所述流体管理系统,

其中所述流体管理系统的所述处理设备被配置为将在所述泵处生成的脉动压力与从所述医疗设备的所述压力传感器接收的所述数据进行比较,

其中在所述泵处生成的所述脉动压力和从所述医疗设备的所述压力传感器接收的所述数据各自被滤波、归一化并转换到频域,

其中当从在所述泵处生成的所述脉动压力的频域提取的主音调与从自所述压力传感器接收的所述数据的频域提取的主音调匹配时,所述流体管理系统的所述处理设备确定所述医疗设备在所述患者体内处于使用中并且被连接到所述流体管理系统。

2. 根据权利要求1所述的系统,还包括设置在所述医疗设备的所述细长轴的所述远端处的温度传感器。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中当在所述温度传感器处测量的温度大于高于室温的阈值温度时,所述流体管理系统的所述处理设备确定所述医疗设备在所述患者体内处于使用中。

4. 根据权利要求1至3中任一项所述的系统,还包括设置在所述医疗设备的所述细长轴的所述远端处的应力传感器。

5. 根据权利要求4所述的系统,其中当在所述应力传感器处测量的应力高于预定阈值时,所述流体管理系统的所述处理设备确定所述医疗设备在所述患者体内处于使用中。

6. 根据权利要求4所述的系统,其中所述应力传感器是光纤布拉格光栅光纤。

7. 根据权利要求1至3中任一项所述的系统,还包括在所述医疗设备的所述细长轴的所述远端处的位置标记,所述位置标记被配置用于在标测和导航系统的磁场中进行感测时使用。

8. 根据权利要求7所述的系统,其中所述位置标记的位置相对于所述患者确定。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中当所述位置标记的所述位置在所述患者体内时,所述流体管理系统的所述处理设备确定所述医疗设备在所述患者体内处于使用中。

10. 根据权利要求1至3中任一项所述的系统,其中所述流体管理系统的所述处理设备被配置为将体内生成的脉动压力与从所述医疗设备的所述压力传感器接收的所述数据进

行比较,并且当从所述医疗设备的所述压力传感器接收的所述数据与所述脉动压力匹配时,所述流体管理系统的所述处理设备确定所述医疗设备在所述患者体内处于使用中。

11.根据权利要求1至3中任一项所述的系统,其中所述流体管理系统的所述处理设备被配置为在所述泵激活时将大气压力与从所述医疗设备的所述压力传感器接收的所述数据进行比较,并且当从所述医疗设备的所述压力传感器接收的所述数据大于所述大气压力时,所述流体管理系统的所述处理设备确定所述医疗设备在所述患者体内处于使用中。

12.根据权利要求1至3中任一项所述的系统,其中所述医疗设备还包括与所述压力传感器和所述流体管理系统的所述处理设备电子通信的工作站,所述工作站至少包括显示器和处理器。

针对流体管理系统的内窥镜检测

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2019年6月27日提交的美国临时申请号62/867,557的优先权权益,其全部公开内容通过引用并入本文。

技术领域

[0003] 本公开涉及一种流体管理系统。更特别地,本公开涉及一种用于验证设备与流体管理系统的连接性的系统和方法。

背景技术

[0004] 柔性输尿管镜检查(Flexible ureteroscopy, fURS)、妇科和其他内窥镜程序(procedure)出于多种原因需要流体循环。今天,外科医生以各种方式递送流体,例如通过悬挂流体袋并使用重力递送流体、填充注射器并手动注射流体、或者使用蠕动泵(peristaltic pump)通过流体管理系统以固定的压力或流率从贮存器递送流体。流体管理系统可以基于从诸如但不限于内窥镜的程序设备(procedural device)收集的数据来调节流体从贮存器递送的流率和/或压力。在已知的医疗设备、系统和方法中,各自具有一定的优点和缺点。一直需要提供替代性医疗设备和流体递送系统。

发明内容

[0005] 本公开涉及用于验证程序设备与流体管理系统的连接性的系统和方法。

[0006] 在第一示例中,流体管理和医疗设备系统可以包括流体管理系统和医疗设备。流体管理系统可以包括:泵,该泵被配置为以流体流率从流体供应源泵送流体通过流体管理系统;以及包括用户界面的处理设备,该处理设备被配置为基于系统操作参数的集合控制泵以保持目标流体流率。医疗设备可以包括与流体管理系统的泵流体连通的细长轴、设置在细长轴的远端处的压力传感器以及耦合到细长轴的近端的手柄。流体管理系统的处理设备可以被配置为基于从医疗设备的压力传感器接收的数据来调节流体流率,并且流体管理系统的处理设备可以被配置为基于从医疗设备的压力传感器接收的数据来调节流体流率之前,验证医疗设备在患者的体内。

[0007] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,流体管理系统的处理设备可以被配置为将在泵处生成的脉动压力与从医疗设备的压力传感器接收的数据进行比较。

[0008] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,在泵处生成的脉动压力和从医疗设备的压力传感器接收的数据可以各自被滤波、归一化并转换到频域。

[0009] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,当从泵处生成的脉动压力的频域提取的主音调(dominant tone)与从压力传感器接收的数据的频域提取的主音调匹配时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。

[0010] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,该系统还可以包括

设置在医疗设备的细长轴的远端处的温度传感器。

[0011] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,当在温度传感器处测量的温度大于高于室温的阈值温度时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。在某些情况下,阈值温度可以是25°C、28°C、30°C、32°C或35°C。

[0012] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,该系统还可以包括设置在医疗设备的细长轴的远端处的应力传感器。

[0013] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,当在应力传感器处测量的应力高于预定阈值时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。

[0014] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,应力传感器可以是光纤布拉格光栅光纤。

[0015] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,系统还可以包括医疗设备的细长轴的远端处的位置标记,该位置标记被配置用于在标测和导航系统的磁场中进行感测时使用。

[0016] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,可以相对于患者确定位置标记的位置。

[0017] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,当位置标记的位置在患者体内时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备可以在患者体内处于使用中。

[0018] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,流体管理系统的处理设备可以被配置为将体内生成的脉动压力与从医疗设备的压力传感器接收的数据进行比较,并且当从医疗设备的压力传感器接收的数据与脉动压力匹配时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。

[0019] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,流体管理系统的处理设备可以被配置为在泵激活时将大气压力与从医疗设备的压力传感器接收的数据进行比较,并且当从医疗设备的压力传感器接收的数据大于大气压力时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。

[0020] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,医疗设备还可以包括与压力传感器和流体管理系统的处理设备电子通信的工作站,该工作站至少包括显示器和处理器。

[0021] 在另一示例中,流体管理和医疗设备系统可以包括流体管理系统和医疗设备。流体管理系统可以包括:泵,该泵被配置为以流体流率从流体供应源泵送流体通过流体管理系统;以及包括用户界面的处理设备,该处理设备被配置为基于系统操作参数的集合控制泵以保持目标流体流率。医疗设备可以包括与流体管理系统的泵流体连通的细长轴、以及设置在细长轴的远端处的压力传感器、耦合到细长轴的近端的手柄。流体管理系统的处理设备可以被配置为基于从医疗设备的压力传感器接收的数据来调节流体流率,并且流体管理系统的处理设备可以被配置为基于从医疗设备的压力传感器接收的数据来调节流体流率之前,验证医疗设备在患者的体内。

[0022] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,流体管理系统的处理设备可以被配置为将在泵处生成的脉动压力与从医疗设备的压力传感器接收的数据进

行比较,并且在泵处生成的脉动压力和从医疗设备的压力传感器接收的数据可以各自被滤波、归一化并转换到频域。

[0023] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,当从泵处生成的脉动压力的频域提取的主音调与从压力传感器接收的数据的频域提取的主音调匹配时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。

[0024] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,该系统还可以包括设置在医疗设备的细长轴的远端处的温度传感器,并且当在温度传感器处测量的温度高于室温时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。

[0025] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,该系统还可以包括设置在医疗设备的细长轴的远端处的应力传感器,并且当利用应力传感器测量的应力高于预定阈值时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备正在患者体内处于使用中。

[0026] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,医疗设备还可以包括与压力传感器和流体管理系统的处理设备电子通信的工作站,该工作站至少包括显示器和处理器。

[0027] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,系统还可以包括医疗设备的细长轴的远端处的位置标记,该位置标记被配置用于在标测和导航系统的磁场中进行感测时使用,并且位置标记的位置可以相对于患者被确定。

[0028] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,当位置标记的位置在患者体内时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。

[0029] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,流体管理系统的处理设备可以被配置为将体内生成的脉动压力与从医疗设备的压力传感器接收的数据进行比较,并且当从医疗设备的压力传感器接收的数据提取的特性与从脉动压力提取的特性匹配时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。

[0030] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,流体管理系统的处理设备可以被配置为在泵激活时将大气压力与从医疗设备的压力传感器接收的数据进行比较,并且当从医疗设备的压力传感器接收的数据大于大气压力时,流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。

[0031] 在另一示例中,流体管理和医疗设备系统可以包括流体管理系统和医疗设备。流体管理系统可以包括:泵,该泵被配置为以流体流率从流体供应源泵送流体通过流体管理系统;以及包括用户界面的处理设备,该处理设备被配置为基于系统操作参数的集合控制泵以保持目标流体流率。医疗设备可以包括与流体管理系统的泵流体连通的细长轴、设置在细长轴的远端处的压力传感器以及耦合到细长轴的近端的手柄。流体管理系统的处理设备可以被配置为基于从医疗设备的压力传感器接收的数据来调节流体流率,并且流体管理系统的处理设备可以被配置为基于从医疗设备的压力传感器接收的数据来调节流体流率之前,使用至少第一验证过程和第二验证过程来验证医疗设备在患者的体内。

[0032] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,处理设备还可以被配置为在基于从医疗设备的压力传感器接收的数据调节流体流率之前使用第三验证过程。

[0033] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,第一验证过程、第二验证过程和第三验证过程中的每一个可以不同。

[0034] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,如果第一、第二和第三验证过程的大部分指示医疗设备在患者体内,则流体管理系统的处理设备可以确定医疗设备在患者体内处于使用中。

[0035] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,流体管理系统的处理设备可以被配置为使用来自第一、第二和第三验证过程中的每一个的结果的加权平均值来确定医疗设备是否在患者体内处于使用中。

[0036] 在另一示例中,一种用于验证医疗设备处于使用中的方法可以包括:从医疗设备接收第一数据集合;从流体管理系统接收第二数据集合,第二数据集合是与第一数据集合相同类型的数据;将第一数据集合与第二数据集合进行比较;并且如果第一数据集合和第二数据集合满足预定条件,则确定医疗设备在患者的体内。

[0037] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,第一数据集合可以是在医疗设备的远端处获得的一个或多个压力读数,以及第二数据集合可以是在流体管理系统处获得的一个或多个压力读数,并且第一数据集合和第二数据集合可以各自被滤波、归一化并转换到频域。

[0038] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,当从第一数据集合的频域提取的主音调和从第二数据集合提取的主音调匹配时,第一数据集合和第二数据集合可以满足预定条件。

[0039] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,第一数据集合可以是在医疗设备的远端处获得的一个或多个温度读数,并且第二数据集合可以是环境温度,并且当第一数据集合的一个或多个温度读数大于环境温度时,第一数据集合和第二数据集合可以满足预定条件。

[0040] 可替代地或除了上述示例中的任何一个之外,在另一示例中,第一数据集合可以是在流体管理系统激活时在医疗设备的远端处获得的一个或多个压力读数,并且第二数据集合可以是大气压力,并且当第一数据集合的一个或多个压力读数大于大气压力时,第一数据集合和第二数据集合可以满足预定条件。

[0041] 一些示例实施例的以上概述并不旨在描述本发明的每个公开的实施例或每个实施方式。

附图说明

[0042] 结合附图考虑以下对各种实施例的详细描述,可以更全面地理解本发明,在附图中:

[0043] 图1是根据本公开的说明性实施例的流体管理系统的示意图;

[0044] 图2是根据说明性实施例的图1的系统的医疗设备的侧视图;

[0045] 图3是图2的医疗设备的俯视图;

[0046] 图4是处于原位的图2的医疗设备的示意图;

[0047] 图5是根据说明性实施例的图1的系统的加热器组件和盒子(cassette)的局部透视图;

[0048] 图6是图1的说明性流体管理系统和医疗设备的示意框图;

[0049] 图7A至图7C是来自流体管理系统和医疗设备的压力数据的一组说明性图表;

- [0050] 图8A至图8C是来自流体管理系统和医疗设备的压力数据的另一组说明性图表；
- [0051] 图9至图12是用于确定来自医疗设备的数据是否可以用于控制流体管理系统的方法的说明性流程图；
- [0052] 图13是说明性地图标测和导航系统的示意性透视图；以及
- [0053] 图14是用于确定来自医疗设备的数据是否可以用于控制流体管理系统的方法的另一说明性流程图。
- [0054] 虽然本发明适用于各种修改和替代性形式,但是其细节已经通过附图中的示例示出并将被详细描述。然而,应该理解的是,目的不是将本发明的方面限制于所描述的特定实施例。相反,本发明旨在覆盖落入本发明的精神和范围内的所有修改、等同物和替代性方案。

具体实施方式

- [0055] 对于以下定义的术语,除非在权利要求或本说明书的其他地方给出了不同的定义,否则应采用这些定义。
- [0056] 无论是否明确指出,本文中所有数值被认为是由术语“约”修饰的。术语“约”通常指本领域技术人员认为等同于所引述的值(即,具有相同的功能或结果)的数字范围。在许多情况下,术语“约”可以指示为包括四舍五入到最接近的有效数字的数。
- [0057] 通过端点引述的数值范围包括该范围内的所有数值(例如,1至5包括1、1.5、2、2.75、3、3.80、4和5)。
- [0058] 尽管公开了与各种组件、特征和/或规格相关的一些合适的尺寸范围和/或值,但是受本公开启发的本领域的技术人员将理解,期望的尺寸、范围和/或值可以偏离明确公开的那些。
- [0059] 如在本说明书和所附权利要求中所使用的那样,单数形式“一”、“一个”和“该”包括复数指代物,除非内容另有明确规定。如在本说明书和所附权利要求中所使用的那样,术语“或”通常以其包括“和/或”的含义使用,除非内容另有明确规定。
- [0060] 应参考附图阅读以下详细描述,在附图中,不同附图中的相似元件相同地编号。详细描述和不一定按比例绘制的附图描绘了说明性实施例,并且不旨在限制本发明的范围。所描绘的说明性实施例仅作为示例性的。任何说明性实施例的所选择的特征可以被结合到附加实施例中,除非明确声明相反。
- [0061] 如本文所用的术语“近侧”和“远侧”旨在是指朝向(近侧)和背离(远侧)设备的用户的方向。
- [0062] 用于在柔性输尿管镜检查(fURS)程序(例如,输尿管镜检查术、经皮肾镜取石术(percutaneous nephrolithotomy,PCNL)、良性前列腺增生(benign prostatic hyperplasia,BPH)等)、妇科检查和其他内窥镜程序中使用的一些流体管理系统当与内窥镜设备(例如,但不限于,使用来自内窥镜或其他内窥镜设备的压力和/或温度数据的LithoVue™镜设备)结合使用时可以调整腔压力。在医疗程序期间对腔内压力的直接调整可以允许流体管理系统安全地驱动高达600mmHg的系统压力,以确保当工具被插入到内窥镜设备的工作通道时在程序期间没有流量损失。然而,流体管理系统可能需要确定何时使用内窥镜数据来调节腔压力(例如,肾内压力)是安全的。用于验证内窥镜设备连接到流

体管理系统并在体内处于使用中的系统和方法是期望的。

[0063] 图1是可以在内窥镜程序(诸如fURS程序)中使用的说明性流体管理系统10的示意图。流体管理系统10可以耦合到外科手术设备20,该外科手术设备允许流体流过其中并且包括压力传感器。说明性外科手术设备可以是LithoVue™镜设备或其他内窥镜。在说明性实施例中,设备20可以包括用于向流体管理系统10提供腔内温度反馈的温度传感器、用于向流体管理系统10提供腔内压力反馈的压力传感器和/或用于向流体管理系统10提供视觉反馈的相机。

[0064] 简而言之,流体管理系统10可以包括泵系统50,该泵系统被配置为将流体从流体袋34传送到医疗设备20。在一些情况下,流体可以在进入医疗设备20之前通过加热系统60。流体的流动、流体的压力、流体的温度和其他操作参数可以由包括显示屏44的主处理设备48控制或至少部分由其控制。主处理设备48可以与医疗设备20、泵系统50和/或加热系统60电子通信(例如,有线或无线),以提供控制命令和/或在它们之间传送或接收数据。例如,如本文将更详细描述的那样,主处理系统48可以从医疗设备20接收数据,例如但不限于压力和温度数据。主处理系统48然后可以使用从医疗设备20接收的数据来控制泵系统50和/或加热系统60的操作参数。

[0065] 流体管理系统10还包括流体管理单元30。说明性流体管理单元30可以包括一个或多个流体容器支撑件(诸如流体袋挂架32),该一个或多个流体容器支撑件中的每一个支撑一个或多个流体袋34。在实施例中,可以使用远程传感器来检测流体袋34的放置。流体袋挂架32可以接收各种大小的流体袋34,例如1升(L)至5L的袋。应当理解的是,可以使用任何数量的流体容器。此外,根据程序,可以使用任何大小的流体容器。说明性流体管理单元30可以安装到滚动架上,该滚动架可以包括杆36和/或基座38。基座38可以包括多个轮,以便于流体管理单元30处于使用中时容易地移动。然而,应当理解的是,根据临床偏好,流体袋34也可以悬挂在天花板或其他位置。流体袋挂架32从杆36延伸,并且可以包括一个或多个流体袋34可以悬吊在其上的一个或多个钩部40。流体管理单元30中使用的流体可以是0.9%的盐水。然而,应当理解的是,根据程序,可以使用不同粘度的各种其他流体。

[0066] 流体管理系统10还可以包括一个或多个用户界面组件,诸如触摸屏界面42。触摸屏界面42包括显示屏44,并且除了触摸能力之外,还可以包括开关或旋钮。触摸屏界面42允许用户输入/调节系统10的各种功能,例如流率、压力或温度。用户还可以配置参数和警报(诸如但不限于最大压力警报)、要显示的信息和程序模式。触摸屏界面42允许用户添加、改变或停止流体管理系统10内的各种模块化系统的使用。触摸屏界面42也可以用于针对各种程序在自动和手动模式之间改变系统10。可以设想的是,代替触摸屏界面42或者除了触摸屏界面之外,可以使用被配置为接收用户输入的其他系统。

[0067] 触摸屏界面42可以被配置为包括像按钮一样的可选择区域和/或可以提供类似于物理按钮的功能,如本领域技术人员所理解的那样。显示屏44可以被配置为示出与流体管理系统10中包括的模块化系统和设备相关的图标。例如,显示屏44可以向用户提供来自镜或医疗设备20的目标组织/血管/腔的实时视频馈送。显示屏44还可以包括流率显示器。流率显示器可以基于用户在程序前设定的期望流率阈值或基于已知的共同值等来确定。在一些实施例中,可以通过触摸触摸屏界面42的相对应的部分来调节操作参数。如果参数(例如,流率、温度等)高于或低于预定阈值,触摸屏界面42还可以显示视觉警报和/或音频警

报。触摸屏界面42还可以被配置为显示系统功率、流体袋34中剩余的流体的量以及用户可能发现在该程序期间有用的任何其他信息。在说明性实施例中,流体管理系统10还可以包括另外的用户界面组件,诸如脚踏板46、加热器用户界面、流体控制界面或手动控制各种模块化系统的其他设备。例如,脚踏板46可以用于手动控制流率。一些说明性显示屏44和其他用户界面组件在题为“AUTOMATED FLUID MANAGEMENT SYSTEM”的共同转让的美国专利公布号2018/0361055中描述,其公开内容通过引用结合于此。

[0068] 触摸屏界面42可以可操作地连接到主处理设备48或主处理设备48的一部分。主处理设备48可以是计算机、平板计算机或其他处理设备。主处理设备48可以可操作地连接到一个或多个系统组件,例如泵系统50、加热系统60和流体不足管理系统。主处理设备48能够并且被配置为执行各种功能,诸如计算(calculation)、控制、计算(computation)、显示等。主处理设备48还能够跟踪和存储与管理系统10及其每个组件的操作相关的数据。在说明性实施例中,主处理设备48包括网络通信能力(诸如Wi-Fi),处理设备48可以通过这些网络通信能力连接到例如局域网。主处理设备48也可以从系统10的传感器接收信号。在实施例中,主处理设备48可以与数据库通信,以获得最佳实践建议和患者记录的维护,这些可以在显示屏44上显示给用户。

[0069] 流体管理系统10可以基于程序、患者特性等在不同模式之间可进行用户选择。例如,不同的模式可以包括但不限于,fURS模式、BPH模式、宫腔镜检查模式、膀胱镜检查模式等。一旦由用户选择了模式,模式参数(诸如流率、压力、流体不足和温度)通过显示屏提供给用户。特定模式的示例性参数可以预先确定,并使用例如软件加载到主处理设备48上。因此,当用户从触摸屏界面显示屏44上的初始显示中选择程序时,这些已知参数从处理器加载到流体管理系统10的各种组件,诸如但不限于泵系统50、加热系统60、流体不足管理系统等。流体管理系统10也可以在自动和手动模式之间可进行用户选择。例如,对于某些程序,用户可能希望手动调节流率、压力或其他参数。一旦用户在例如触摸屏界面42上选择了手动模式,用户可以通过其他手动界面(诸如脚踏板46或流体控制界面)来调节流率或压力。如果用户选择自动模式,则可以提示用户通过触摸屏界面42选择或输入正在使用哪个医疗设备20,使得处理设备48可以确定从医疗设备20获得的数据是否可以用于促进流体管理系统10的控制。如本文中更详细描述的那样,流体管理系统10可以被配置为在使用所收集的数据之前验证所选择的医疗设备20实际上正在被使用。

[0070] 主处理设备48可以被配置为包括视觉软件/图像识别软件,该视觉软件/图像识别软件可以基于亮度(例如,光监控)、对比度或颜色像素化方面的变化来检测视觉噪声。如果提供给主处理设备48的图像被确定为不足够清楚或清晰,则流体管理系统10增加流体的流率以冲洗掉碎屑来使图像清晰/清楚。流率暂时(例如,预定的时间段)增加或者直到视场被认为足够清楚。这种暂时增加确保流率增加的时间被限制,以确保压力不超过安全限值。例如,系统10可以识别冲洗中的红色色调(red hue)(血液的标志),并向泵组件50内的一个或多个蠕动泵52发信号以增加流率,直到血液从视场中清除。可替代地,处理设备48可以在显示屏44上提供检测到混浊的视野的视觉警报、或者向医生或护士提供检测到混浊的视野的听觉警报,然后用户可以手动调节冲洗流率。在另一示例中,在有大量碎屑的情况下,从碎屑反射的光将显著地使图像变亮。在这种情况下,主处理设备48检测到这种过度的亮度,并向泵系统50发信号,以增加流率来移除碎屑。一旦随着碎屑被冲出视觉系统的视场,所反射

的光已经减少,由主处理设备48泵系统50控制降低流率。在一些情况下,医生可以创建可见性的基线水平,在该基线水平处,他或她偏好在程序之前发起流体的场清除流并通过触摸屏界面42将这些参数输入到系统10中。一旦创建了基线,系统10就监控针对图片中的变化的视觉馈送,并根据需要调节流率。

[0071] 为了调节通过系统10的流体的流动速率,流体管理单元30可以包括一个或多个加压设备,诸如泵52。说明性泵52可以是蠕动泵。泵52可以是电驱动的,并且可以从诸如墙壁插座的线源或者诸如可丢弃或可充电电池的外部或内部电存储设备接收功率。蠕动泵52可以以足以在目标压力(例如5mmHg至50mmHg)下递送流体的任何期望速度操作。如前所述,可以基于例如患者体内的压力和温度读数和/或来自医疗设备20的视觉反馈来自动调节泵52。泵52也可以通过例如脚踏板46、触摸屏界面42或分离的流体控制器手动调节。虽然没有明确示出,但是流体控制器可以是分离的用户界面,包括允许用户增加或减少每个单独的泵52的按钮。可替代地,流体控制器可以结合到主处理设备中,并通过触摸屏界面42接收输入。应当理解的是,可以使用任何数量的泵。在实施例中,流体管理系统10可以包括具有不同流量能力的多个泵。流量计可以位于(多个)泵52之前和/或之后。

[0072] 任何给定时间的流体的流率被显示在显示屏44上,以允许对任何变化的手术室(operating room,OR)可见性。如果手术室工作人员注意到过高或过低的流率方面的变化,用户可以手动将流率调节回到优选水平。例如,在医生将工具插入和移出医疗设备20的工作通道时,可能会发生这种情况。如前所讨论那样,流体管理系统10还可以基于先前设置的参数来监控和自动调节流率。当流量是手动提供时(诸如通过注射器的辅助注射冲洗),这个特征也可能是有益的。

[0073] 如上所述,在实施例中,流体管理系统10可以包括视觉软件或图像识别和分析软件。在这个实施例中,流体管理系统10可以通过被定位在体内的医疗设备20上的相机70(例如,参见图2和图3)来检测工具是否已经被插入以及哪个工具正在被使用。该工具可以例如具有视觉软件可以看到以通知系统正在使用什么类型的工具的可标识标记。流体管理系统10然后可以基于由视觉软件标识的工具自动调节流率。当工具从工作通道缩回时,流体管理系统10相应地降低泵送速率。

[0074] 附加地或可替代地,流体管理系统10可以基于在患者体内检测到的压力和/或温度自动调节流率。压力和/或温度可以通过与流体管理系统10结合使用的工具(诸如安装在医疗设备20上的温度传感器72和/或压力传感器或传感器74)在线测量。流体管理系统10可以包括压力监控软件,使得泵52可以由用户配置为由流体管理系统10自动启动、停止和/或速度调节,以将递送到手术部位的流体压力保持处于目标压力和/或预定压力范围内。例如,内窥镜压力传感器74可以检测肾脏内的压力,并基于所监控的肾内压力自动改变流体管理系统10内的流率。如果肾内压力过高,则流体管理系统10将降低流率,反之亦然。在示例性温度控制模式中,流体管理系统10可以包括温度监控软件,使得可以控制(例如,启动、停止和温度调节)加热系统60,以将递送到手术部位的流体温度保持处于大约目标温度和/或预定温度压力范围内,如将在下面进一步详细描述的那样。例如,可以在体内或体外监控温度,并且基于所提供的温度反馈来改变流体的流量。在说明性实施例中,流体管理系统10可以将肾脏内感测的温度和压力与已知值进行比较,并且当参数在预定安全区域之外时提供警告。警告可能是视觉或听觉警报。

[0075] 在实施例中,流体管理系统10可以监控目标结构(例如肾结石)的移动。流体管理系统10可以基于结石的原始位置及其新位置来计算移动的速率。如果移动超过预定阈值,则可以提醒用户手动调节流体管理系统10的流率。如上所述,流率可以通过脚踏板46、触摸屏界面42和/或泵接口手动调节。在实施例中,如果流体管理系统10处于自动模式,流体管理系统10将根据需要自动调节冲洗的流量。这种能力在诸如碎石术的程序期间控制结石回流可能是非常有益的。

[0076] 图2和图3是可以与流体管理系统10结合使用的说明性医疗设备20的示意图。在所示出的实施例中,医疗设备20可以是输尿管镜,诸如LithoVue™镜。然而,除了输尿管镜之外或者代替输尿管镜,可以使用其他医疗设备,诸如另一内窥镜。医疗设备20通过细长轴或镜轴76将流体从流体管理系统10递送到目标组织。细长轴76可以包括用于接收从中通过的流体的流量或其他医疗设备的一个或多个工作腔。医疗设备20通过一个或多个供应管线78(例如,管)连接到流体管理系统10,如图4所示,图4是与流体管理系统10流体连通并被定位在患者的体内的医疗设备20的示意图。

[0077] 医疗设备20可以通过有线连接79与工作站81进行电子通信。工作站81可以包括触摸面板计算机83、用于接收有线连接79的接口盒85、手推车87和电源89以及其他特征。在一些情况下,接口盒85可以被配置为与主处理设备48进行有线或无线通信91。触摸面板计算机83可以至少包括显示屏、图像处理器和控制器。在一些情况下,工作站81可以是多用途组件(例如,用于一个以上的程序),而医疗设备20可以是一次性设备,尽管这不是必需的。在一些情况下,工作站81可以省略,并且医疗设备20可以直接耦合到流体管理系统的主处理设备48。

[0078] 从流体管理系统10到医疗设备20的(多个)供应管线78可以由有助于抑制由泵52产生的蠕动的材料形成。如图2所示,医疗设备20可以包括在镜轴76的远侧尖端处的压力换能器74,以测量例如肾脏内的压力。医疗设备20还可以包括其他传感器,例如温度传感器72、检测应力的光纤布拉格光栅光纤75和/或天线或电磁传感器93。在说明性实施例中,医疗设备20的远端80还可以包括至少一个相机70,以在显示屏44上向用户提供视觉馈送。在另一实施例中,医疗设备20可以包括具有不同通信要求或协议的两个相机70,使得不同的信息可以由每个相机70中继给用户。当如此提供时,用户可以通过触摸屏界面42随意在相机70之间来回切换。虽然没有明确示出,但是镜轴76可以包括用于接收流体和/或其他医疗设备的一个或多个的工作腔。

[0079] 医疗设备20包括连耦合到细长轴76近端的手柄82。手柄82可以具有流体流量开/关开关84,其允许用户控制流体何时流过医疗设备20并流入患者体内。手柄82还可以包括执行其他各种功能的其他按钮86。例如,在一个实施例中,镜手柄82可以包括控制镜或流体的温度的按钮。在另一实施例中,镜手柄82可以包括激光器,使得用户可以发射激光能量。在说明性实施例中,激光器可以是Lumenis或StarMed Tech激光器。激光光纤可以连接到激光系统并通过输尿管镜工作通道插入。用户可以发射激光,使得能量从激光纤维尖端出来,该能量能浪撞击碎屑/结石以将其打碎。在内窥镜上包括激光按钮的示例性实施例中,保持激光系统和内窥镜之间的通信线路(例如,硬连线或无线)。应当理解的是,虽然示例性实施例描述了输尿管镜,但是上面详述的特征也可以直接集成到膀胱镜、子宫镜或实际上任何具有图像能力的设备中。医疗设备20还可以包括可以连接到引流系统90的引流端口88。一些说

明性引流系统90在题为“AUTOMATED FLUID MANAGEMENT SYSTEM”的共同转让的美国专利公布号2018/0361055中描述,其公开内容通过引用结合于此。

[0080] 简要回到图1,流体管理系统10可以包括流体不足监控系统92。在说明性实施例中,流体不足监控系统92通过重量监控流体袋34中的流体(例如,盐水)的量。例如,重量传感器94(诸如秤)悬挂在钩部40上。重量传感器94还可以包括钩部96,一个或多个流体袋34悬吊在该钩部上。重量传感器94确定附接到管理单元30的流体袋34的重量,以将流体袋34中的初始流量与流体袋34中剩余的当前流量进行比较。秤的读数在显示屏44上被示出给用户。随着程序进行,秤的读数被实时更新,以提醒医生流体袋34中还剩多少流体,然后这个量可以用于确定已经输注到患者体内的流体的量。在说明性实施例中,流体管理系统10基于袋34的重量和袋34排空的速率(例如,流率)提供需要新袋之前剩余的时间量。在另一实施例中,可以示出剩余流体的量。当例如10%的盐水留在袋34中时,可以在显示屏44上利用听觉信号显示警报。在说明性实施例中,重量传感器94可以通过Wi-Fi信号连接到显示屏44。在另一示例性实施例中,重量传感器94可以通过硬线连接连接到显示屏44。

[0081] 在另一说明性实施例中,流体不足监控系统92可以包括在线连接在流体袋34和设备20之间的压力传感器。在这个实施例中,压力基于流体袋34的高度来确定。随着袋排空,头部压力降低。当压力下降到用户设定的阈值以下时,显示屏44上显示警报,并发射听觉信号。在另一示例性实施例中,流体不足监控系统92可以基于已经过去的时间量被设置为特定流率。医生可以将袋流体体积输入到流体管理系统10中,然后该流体管理系统基于已知的流率和流体管理系统10已经处于使用中的时间量来计算已经使用的流体的量和剩余的量。

[0082] 流体管理系统10可以利用小直径泵管78来连接各种组件。用于冲洗程序的说明性管道78在直径方面可以小于或等于1/16英寸。然而,应当理解的是,管道大小可以基于应用而变化。管道可以是可丢弃的、被设置为无菌的,并且准备好使用。不同类型的管道可以用于流体管理系统10内的各种功能。例如,一种类型的管道可以用于对设备20进行流体加热和流体流量控制,而另一类型的管道可以用于体内冲洗。

[0083] 在说明性实施例中,流体管理系统10可以可选地包括流体加温系统60,用于加热要递送给患者的流体,如图5所示。流体加温系统60包括加热器62和加热器盒子64。盒子64可以被配置为一次性盒子64,而加热器62可以被重复用于多个程序。例如,盒子64可以隔离流体流量,使得加热器62可以在最少维护的情况下重复使用。盒子64可以由例如聚碳酸酯或任何高热额定生物相容性塑料形成,并且被形成为彼此永久结合的单件或多个件。说明性盒子64可以包括位于盒子64的侧向侧的流体入口端口61和流体出口端口63。流体入口和出口端口61、63可以各自被配置为耦合到流体管理系统10的管78。例如,流体入口端口61可以耦合流体源34和流体加温系统60(通过泵52),而出口端口63可以分别通过流体管道78将流体加温系统60与医疗设备20耦合。

[0084] 在说明性实施例中,盒子64包括沿着通道的内部流量路径,流体可以通过该内部流动路径从流体入口61流到流体出口63。盒子64可以包括一个或多个流体路径。在一些情况下,通道可以穿过底座66,该底座可以允许流体通过感应加热被加热。当盒子64与加热器62耦合时,底座66可以被配置为被定位在感应线圈68内。根据需要,也可以使用其他加热器配置和方法。例如,加热器62可以包括一个或多个热源(例如压板系统)或使用电能的流体

供应管线中的在线线圈。加热可以针对流体管理系统10的具体应用中所需的流率来具体设计和定制。一些说明性加热器系统60在题为“AUTOMATED FLUID MANAGEMENT SYSTEM”的共同转让的美国专利公布号2018/0361055中描述,其公开内容通过引用结合于此。

[0085] 虽然没有明确示出,但是流体加温系统60可以包括与触摸屏界面42分离的加热器用户界面。加热器用户界面可以简单地是提供加热器的内部温度的数字显示的显示屏。在另一实施例中,用户界面还可以包括温度调节按钮,以增加或降低加热器62的温度。在这个实施例中,加热器显示屏可以指示加热器的当前温度以及要达到的目标温度。注意,从流体加温系统60输出的所有信息可以直接传输到显示屏44,使得不需要加热器用户界面。

[0086] 流体加温系统60可以包括被配置为监控流体的一个或多个传感器。例如,温度传感器65可以安装在流体加温系统60中,使得它们检测流过盒子64的流体的温度。温度传感器65可以位于流体入口端口61和流体出口端口63处或附近。在说明性实施例中,温度传感器65可以被安装成使得它们在流体进入底座66之前和流体离开底座66之后检测流过盒子64的流体的温度。在一些实施例中,附加的传感器可以位于底座66的中间部分,使得它们检测盒子64中的流体的温度升高的进程。温度传感器65可以远程发送任何信息到显示屏44,或者如果提供的话,它们可以发送信息到加热器用户界面显示屏。在另一实施例中,温度传感器65可以与加热器用户界面(如果提供的话)硬连线,然后该加热器用户界面能够将期望的信息远程传输到系统显示屏44。可替代地或附加地,温度传感器65可以与主处理设备48硬连线。

[0087] 加热器组件62还可以包括压力传感器67和气泡传感器69。盒子64可以包括相对应的压力传感器接口71和气泡传感器接口73,当盒子与流体加温系统60耦合时,该压力传感器接口和气泡传感器接口允许传感器67、69监控流过盒子64的流体。压力传感器67和/或气泡传感器69可以远程发送任何信息到显示屏44,或者如果提供的话,它们可以发送信息到加热器用户界面显示屏。在另一实施例中,压力传感器67和/或气泡传感器69可以与加热器用户界面(如果提供的话)硬连线,然后该加热器用户界面能够将期望的信息远程传输到系统显示屏44。可替代地或附加地,压力传感器67和/或气泡传感器69可以与主处理设备48硬连线。

[0088] 图6是示出流体管理系统10和医疗设备20的示意性框图。如本文所述,在流体管理系统10和医疗设备20之间可以有两个主要接口,包括将医疗设备20流体耦合到盒子64的一个或多个机械连接(例如,流体管78)和将医疗设备的工作站81与流体管理系统10的主处理设备48耦合的一个或多个电连接或通信连接91(例如,以太网线缆)。医疗设备20的工作站81可以利用流体管理系统10的主处理设备48传输(例如,利用医疗设备20获得的)肾内压力测量结果。当达到用户指定的或预定的压力限值时,流体管理系统10的主处理设备48然后可以使用这个压力数据来调节流体流率。

[0089] 然而,在典型的结石程序期间,例如流体管理系统10可以连接到多个内窥镜或其他医疗设备。而且,在使用具有压力传感器74的医疗设备20和流体管理系统10两者的过程中,主处理设备48和工作站81可以在OR阶段期间连接,并且主处理设备在整个程序中保持连接。这可能意味着如果医疗设备20连接到其工作站81,则无论医疗设备20是否处于使用中,工作站81将压力数据传输到流体管理系统10的主处理设备48。因此,流体管理系统10的主处理设备48可以被配置为确定何时使用来自医疗设备20的压力数据用于调节肾内压力是

安全的。在一些情况下,这可以通过要求用户在触摸屏界面42上选择正在使用的镜的类型来完成。如果医生选择除医疗设备20之外的设备,流体管理系统10的主处理设备48可以忽略正在从医疗设备20发送的压力数据。

[0090] 然而,可能存在其中当医生实际上没有使用医疗设备20时医生错误地选择了医疗设备20、或者医生可能忘记告诉流体管理系统10医疗设备20不再处于使用中并且不同的镜或医疗设备现在处于使用中的情况。如果流体管理系统10不能检测到正在使用新的镜或医疗设备,则流体管理系统10可能错误地使用从未处于使用中的医疗设备20发送的压力数据(并且因此压力数据相对于肾内压力是不准确的)。结果,这可以基本上绕过流体管理系统10压力限值控制,并允许流体管理系统10驱动或递送潜在危险的压力。为了防止这种危险发生,流体管理系统10系统可能需要确定何时使用经由工作站81从医疗设备20传输的压力数据是安全的。因此,可能期望的是当医疗设备20和流体管理系统10之间的唯一连接可以是使用例如标准Luer连接器的物理连接时检测传感器启用的医疗设备20是否连接到流体管理系统10。

[0091] 当医疗设备20与流体管理系统10一起处于使用中时,医疗设备20可以暴露于几个独有的脉动压力源,这些脉动压力可以由医疗设备20的尖端处的压力传感器74测量。这些脉动源可以是流体管理系统10或患者独有的。如果可以区分一个或多个脉动源,则流体管理系统10可以确定医疗设备20正处于使用中并且因此基于来自医疗设备20的压力测量结果来限制压力是安全的。

[0092] 一个脉动压力源可以在流体管理系统10内生成。例如,蠕动流体泵52可以在其脉动流量中产生独有的指纹(fingerprint),该指纹可以利用诸如医疗设备20上的压力传感器74的压力传感器测量。脉动性可以是泵头辊和泵头的每分钟转数(revolutions per minute,RPM)的函数。当医疗设备20连接到流体管理系统10时,这个指纹可以由医疗设备20测量并与由流体管理系统10的泵机构产生的特征相匹配。当在医疗设备20的压力传感器74处的所测量的压力脉动流量和流体管理系统10的泵52的已知特征之间存在匹配时,流体管理系统10可以确认医疗设备20处于使用中并且连接到流体管理系统10。

[0093] 图7A是来自流体管理系统10的未经滤波的原始压力数据102和来自医疗设备20的未经滤波的原始压力数据104的说明性曲线图100。在一些情况下,来自流体管理系统10的原始压力数据102可以从加热器系统60中的压力传感器67接收。在其他实施例中,压力数据102可以根据流体流率从预期压力的数据库中获取(retrieve)。在说明性实施例中,数据102、104以大约每分钟100毫升(mL/min)的中等流率收集。然而,应当理解的是,本文描述的数据处理步骤可以用于小于100mL/min和大于100mL/min的流率。为了比较来自流体管理系统10的压力数据102和来自医疗设备的压力数据104,可以使用数学平均来对数据102、104进行滤波。首先,可以对每个所测量的波形102、104的DC分量进行滤波。在一些情况下,可以利用具有滤波器截止频率的低通滤波器对数据102、104进行滤波。滤波器截止频率可以根据泵流率设定。数据102、104然后可以被归一化。图7B是来自流体管理系统10的经滤波和经归一化的压力数据112和来自医疗设备20的经滤波和经归一化的数据114的曲线图110。接下来,可以对经滤波和经归一化的数据112、114执行快速傅立叶变换(fast Fourier transform,FFT)算法,以提取由泵52产生的主音调。FFT算法可以将经滤波和经归一化的数据112、114从时域转换到频域。图7C是频域中的流体管理系统10的经滤波和经归一化的压

力数据以及医疗设备20的经滤波和经归一化的压力数据的曲线图120。当经滤波和经归一化的压力数据112、114被转换到频域时,流体管理系统10的主音调122(例如,具有最大幅值的频率)和医疗设备20的主音调124可以被标识。如图7C所见,在说明性实施例中,流体管理系统10的主音调122和医疗设备20的主音调124在大约2.3赫兹(Hz)时相似或相同。在所示的示例中,流体管理系统10可以确定主音调12、124匹配。如果主音调122、124相等、近似相等或在彼此的预定范围内,则可以认为它们匹配。当流体管理系统10的主音调122和医疗设备20的主音调124匹配时,流体管理系统10可以确定医疗设备20处于使用中并且连接到流体管理系统10,并且来自医疗设备20的数据可以用于控制流体管理系统10。

[0094] 可以设想,数据处理可以在主处理设备48、工作站81或其组合处进行。在一些实施例中,所有的原始压力数据102、104可以在单个处理设备处被处理和分析。在其他实施例中,原始压力数据102、104可以在分离的处理设备处处理。例如,在一些情况下,主处理设备48可以处理(例如,滤波、归一化和/或FFT)从流体管理系统10获得的原始压力数据102,而工作站81可以处理(例如,滤波、归一化和/或FFT)从医疗设备20获得的原始压力数据104。在一些情况下,经处理的医疗设备数据可以从工作站81传送到主处理设备48以便进行比较。在其他实施例中,经处理的流体管理系统数据可以从主处理设备48传送到工作站81以便进行分析。

[0095] 图8A至图8C示出了另一压力数据集的处理。图8A是来自流体管理系统10的未经滤波的原始压力数据152和来自医疗设备20的未经滤波的原始压力数据154的说明性曲线图150。在说明性实施例中,数据152、154以大约每分钟400毫升(mL/min)的较高流率收集。然而,应当理解的是,本文描述的数据处理步骤可以用于小于400mL/min和大于400mL/min的流率。为了比较来自流体管理系统10的压力数据152和来自医疗设备的压力数据154,可以使用数学平均来对数据152、154进行滤波。首先,可以对每个所测量的波形152、154的DC分量进行滤波。在一些情况下,可以利用具有滤波器截止频率的低通滤波器对数据152、154进行滤波。滤波器截止频率可以根据泵流率设定。数据152、154然后可以被归一化。图8B是来自流体管理系统10的经滤波和经归一化的压力数据162和来自医疗设备20的经滤波和经归一化的压力数据164的曲线图160。接下来,可以对经滤波和经归一化的压力数据162、164执行快速傅立叶变换(fast Fourier transform,FFT)算法,以提取由泵52产生的主音调。FFT算法可以将经滤波和经归一化的压力数据162、164从时域转换到频域。图8C是频域中的流体管理系统10的经滤波和经归一化的压力数据以及医疗设备20的经滤波和经归一化的压力数据的曲线图170。当经滤波和经归一化的压力数据162、164被转换到频域时,流体管理系统10的主音调172(例如,具有最大幅值的频率)和医疗设备20的主音调174可以被标识。如图8C所见,在说明性实施例中,流体管理系统10的主音调172和医疗设备20的主音调174不相似或相同。例如,流体管理系统10的主音调172约为9.5Hz,而医疗设备的主音调174约为4Hz。在这个示例中,流体管理系统10可以确定主音调172、174不匹配,并且因此来自医疗设备20的数据不应该用于控制流体管理系统10。

[0096] 另一脉动压力源可能是患者的心跳。例如,与心跳同步的脉动波可以被传输到肾盂内。这些脉动波可以产生与心律相关的独有的压力特征,该压力特征可以被医疗设备20检测。流体管理系统10可以被配置为将从心跳的压力特征提取的特性与从医疗设备20上的压力传感器74接收的数据提取的特性进行比较。特性可以是频率、幅值、主音调等等。在一

个示例中,流体管理系统10可以以类似于参照图7A至图7C和图8A至图8C描述的方式,将已经被滤波、归一化并转换到频域的心跳数据与来自医疗设备20的也已经被滤波、归一化并转换到频域的压力数据进行比较。可以设想的是,心跳数据可以从除了流体管理系统10或医疗设备20之外的医疗设备获得。如果在医疗设备20的压力测量结果中检测到心律,则流体管理系统10可以确定医疗设备20处于使用中,并且因此流体管理系统10可以使用从医疗设备20获得的数据来控制流体管理系统10。如果在医疗设备20的压力测量结果中不能检测到心律,则流体管理系统10可以确定医疗设备20没有处于使用中,并且流体管理系统10不应该使用来自医疗设备20的压力测量结果。

[0097] 另一脉动压力源可能是患者的输尿管肾盂活动。例如,患者输尿管或肾盂的收缩和舒张可能产生独有且可测量的压力波。来自这些收缩的周期性可以利用医疗设备20中的压力传感器74来检测。流体管理系统10可以被配置为将从输尿管肾盂活动的压力特征提取的特性与从医疗设备20上的压力传感器74接收的数据提取的特性进行比较。特性可以是频率、幅值、主音调等等。在一些情况下,收缩可以利用除了医疗设备20或流体管理系统10之外的传感器来检测,以便与来自医疗设备20的压力数据进行比较。在其他实施例中,流体管理系统10可以被配置为将预期或预编程的收缩模式与来自医疗设备20的压力数据进行比较。可以设想的是,收缩数据(如果在医疗过程中获得的话)可以以类似于参照图7A至图7C和图8A至图8C描述的方式在与来自医疗设备的也已经被滤波、归一化并转换到频域的压力数据进行比较之前被滤波、归一化并转换到频域。如果在医疗设备20压力测量结果中检测到输尿管肾盂活动,则流体管理系统10可以确定医疗设备20处于使用中,并且因此流体管理系统10可以使用从医疗设备20获得的数据来控制流体管理系统10。如果在医疗设备20的压力测量结果中不能检测到输尿管肾盂活动,则流体管理系统10可以确定医疗设备20没有处于使用中,并且流体管理系统10不应该使用来自医疗设备20的压力测量结果。

[0098] 又一脉动压力源可能是患者的呼吸。例如,患者的正常呼吸节律可能产生肾内压力方面的缓慢的、随时间变化的变化。压力方面的这些缓慢的变化可以由医疗设备20上的压力传感器74测量(当医疗设备20处于使用中时),并与患者的呼吸节律相匹配。流体管理系统10可以被配置为将从呼吸节律的压力特征提取的特性与从医疗设备20上的压力传感器74接收的数据提取的特性进行比较。特性可以是频率、幅值、主音调等等。在示例中,流体管理系统10可以以类似于参照图7A至图7C和图8A至图8C描述的方式,将已经被滤波、归一化并转换到频域的呼吸数据与来自医疗设备20的也已经被滤波、归一化并转换到频域的压力数据进行比较。可以设想的是,呼吸数据可以从除了流体管理系统10或医疗设备20之外的医疗设备获得。如果在医疗设备20的压力测量结果中检测到呼吸节律,则流体管理系统10可以确定医疗设备20处于使用中,并且因此流体管理系统10可以使用从医疗设备20获得的数据来控制流体管理系统10。如果在医疗设备20的压力测量结果中不能检测到呼吸节律,则流体管理系统10可以确定医疗设备20没有处于使用中,并且流体管理系统10不应该使用来自医疗设备20的压力测量结果。

[0099] 图9是用于使用脉动压力来确定医疗设备20是否在患者体内处于使用中的方法的说明性流程图200。首先,流体管理系统10的主处理设备48可以启动设备验证过程,如框202所示。可以设想的是主处理设备48可以被配置为在程序期间以预定的间隔执行检查(例如,每分钟、每五分钟等)。在其他实施例中,主处理设备48可以被配置为每当流体处理系统试

图使用来自医疗设备20的压力数据来控制来自流体管理系统的流体流量时执行设备验证。附加地或可替代地,设备验证可以手动发起。例如,医生可以使用触摸屏界面42发起设备验证。流体管理系统10然后可以从医疗设备20获得压力数据,如框204所示。在一些情况下,流体管理系统10的主处理设备48可以在预定时间段内轮询医疗设备20的工作站81以获取原始数据,尽管这不是必需的。在一些情况下,主处理设备48可以命令工作站81从医疗设备20获得压力数据。来自医疗设备20的压力数据然后可以被滤波、归一化并转换到频域,如框206所示。可以设想的是,根据需要,来自医疗设备20的压力数据可以在流体管理系统10的主处理设备48处或医疗设备20的工作站81处进行处理。

[0100] 流体管理系统10还可以从流体管理系统10和/或患者获得脉动压力数据,如框208所示。脉动压力数据源可以包括但不限于由蠕动泵52生成的压力脉冲、患者的心跳、患者的输尿管肾盂活动、患者的呼吸节律等。可以设想的是,流体管理系统10可以被配置为在与来自医疗设备20的压力数据相同的预定时间段内(例如,基本上同时地)获得脉动压力数据。然而,在一些情况下,流体管理系统10可能不会获得与脉动压力数据相关的新数据,而是参考预定基线或预期数据。来自流体管理系统10和/或患者的压力数据然后可以被滤波、归一化并转换到频域,如框210所示。可以设想的是,根据需要,来自流体管理系统10和/或患者的压力数据可以在流体管理系统10的主处理设备48处或医疗设备20的工作站81处进行处理。

[0101] 流体管理系统10的主处理设备48或工作站81然后将医疗设备20的频域数据与脉动压力源的频域数据进行比较,如框212所示。流体管理系统10的主处理设备48或工作站81然后可以确定医疗设备20的频域数据和脉动压力源的频域数据是否匹配,如框214所示。如果医疗设备20的频域数据和脉动压力源的频域数据匹配,则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据可以用于控制来自流体管理系统10的流体流量,如框216所示。如果医疗设备20的频域数据和脉动压力源的频域数据不匹配,则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据不能或不应该用于控制来自流体管理系统10的流体流量,如框218所示。

[0102] 可替代地或附加地,从医疗设备20的温度传感器72获得的数据可以用于确定来自压力传感器74的数据是否可以用于帮助控制流体管理系统10。图10是用于使用来自医疗设备20的温度测量结果来确定医疗设备20是否在患者体内处于使用中的方法的说明性流程图300。首先,流体管理系统10的主处理设备48可以启动设备验证过程,如框302所示。可以设想的是主处理设备48可以被配置为在程序期间以预定的间隔执行检查(例如,每分钟、每五分钟等)。在其他实施例中,主处理设备48可以被配置为每当流体处理系统试图使用来自医疗设备20的压力数据来控制来自流体管理系统10的流体流量时执行设备验证。附加地或可替代地,设备验证(框302)可以手动发起。例如,医生可以使用触摸屏界面42发起设备验证。流体管理系统10然后可以从医疗设备20获得温度数据,如框304所示。在一些情况下,流体管理系统10的主处理设备48可以在预定时间段内轮询医疗设备20的工作站81以获取原始数据,尽管这不是必需的。在一些情况下,主处理设备48可以命令工作站81从医疗设备20获得温度数据。

[0103] 流体管理系统10的主处理设备48或工作站81然后可以确定来自医疗设备20的温度测量结果是否大于室温(例如,大于约20°C至23°C),如框306所示。在一些情况下,流体管

理系统10的主处理设备48或工作站81然后可以确定来自医疗设备20的温度测量结果是否在体温附近(例如,大约37°C)。如果从医疗设备20上的温度传感器72获得的温度测量结果大于20°C至23°C(例如室温)或大约37°C(例如体温),则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据可以用于控制来自流体管理系统10的流体流量,如框308所示。如果从医疗设备20上的温度传感器72获得的温度测量结果约为20°C-23°C(例如,室温)或小于37°C(例如,体温),则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据不能或不应该用于控制来自流体管理系统10的流体流量,如框310所示。在一些情况下,流体管理系统10可以被配置为在温度传感器72处获得的温度测量结果大于室温(例如,大于约20°C至23°C)的任何时候确定医疗设备20处于使用中。流体管理系统10可以将温度传感器72处获得的温度测量结果与房间的环境温度测量结果(精确测量的室温)进行比较。在其他情况下,流体管理系统10可以被配置为使得在温度传感器处获得的大于25°C、大于28°C或大于30°C的任何温度测量结果高于室温,并且因此来自医疗设备20的数据可以安全使用。

[0104] 可以设想的是,流体管理系统10可以被编程为具有第一温度范围和第二温度范围,该第一温度范围可以被认为大约是室温(例如,20°C+/-5°C或23°C+/-3°C)、或者精确的室温测量结果可以从设置有流体管理系统或以其他方式与流体管理系统通信的环境温度传感器输入到流体管理系统10中,该第二温度范围可以被认为大约是体温(例如,37°C+/-1°C或37°C+/-2°C)。这些只是示例。根据需要或适合环境条件,可以使用其他温度范围。在一些情况下,可以选择考虑了其中流体管理系统10在高于体温的温度下递送流体的程序(例如,当激光器处于使用中时)的体温范围。在其他情况下,可以选择考虑了其中流体管理系统10在低于体温的温度下递送流体的程序的体温范围。

[0105] 可替代地或附加地,从医疗设备20的压力传感器74获得的数据可以与大气压力进行比较,以确定来自医疗设备的压力传感器74的数据是否可以用于帮助控制流体管理系统10。图11是用于使用来自医疗设备20的压力测量结果来确定医疗设备20是否在患者体内处于使用中的另一方法的说明性流程图400。首先,流体管理系统10的主处理设备48可以启动设备验证过程,如框402所示。可以设想的是主处理设备48可以被配置为在程序期间以预定的间隔执行检查(例如,每分钟、每五分钟等)。在其他实施例中,主处理设备48可以被配置为每当流体处理系统试图使用来自医疗设备20的压力数据来控制来自流体管理系统10的流体流量时执行设备验证。附加地或可替代地,设备验证(框402)可以手动发起。例如,医生可以使用触摸屏界面42发起设备验证。流体管理系统10然后可以在流体管理系统10主动递送流体的同时从医疗设备20获得压力数据,如框404所示。在一些情况下,流体管理系统10的主处理设备48可以在预定时间段内轮询医疗设备20的工作站81以获取原始数据,尽管这不是必需的。在一些情况下,主处理设备48可以命令工作站81从医疗设备20获得压力数据。

[0106] 可以设想的是,如果在流体管理系统10正在递送流体的同时医疗设备20在体内,则在医疗设备20的压力传感器74处测量的压力将大于大气压力。流体管理系统10的主处理设备48或工作站81然后可以确定来自医疗设备20的压力测量结果是否大于大气压力,如框406所示。如果从医疗设备20上的压力传感器74获得的压力测量结果高于大气压,则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据可以用于控制来自流体管理系统10的流体流量,如框408所示。如果从医疗设备20上的压力传感器74获得的压力测量结果处于或接近大气压,则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据不能或不应该用于控制来自流体管

理系统10的流体流量,如框410所示。可以设想的是,来自压力传感器74的平均压力测量结果和/或均方根(RMS)DC压力可以用于与大气压力进行比较。

[0107] 可替代地或附加地,从医疗设备20的远端80处的光纤布拉格光栅光纤75获得的数据可以用于确定来自医疗设备20的压力传感器74的数据是否可以用于帮助控制流体管理系统10。例如,光纤布拉格光栅光纤75可以检测沿着医疗设备20的轴76的在医疗设备20的正常使用期间出现的应力。图12是用于使用来自医疗设备20的应力测量结果来确定医疗设备20是否在患者体内处于使用中的方法的说明性流程图500。首先,流体管理系统10的主处理设备48可以启动设备验证过程,如框502所示。可以设想的是主处理设备48可以被配置为在程序期间以预定的间隔执行检查(例如,每分钟、每五分钟等)。在其他实施例中,主处理设备48可以被配置为每当流体处理系统试图使用来自医疗设备20的压力数据来控制来自流体管理系统10的流体流量时执行设备验证。附加地或可替代地,设备验证(框502)可以手动发起。例如,医生可以使用触摸屏界面42发起设备验证。流体管理系统10然后可以在医疗设备20的远端80处从光纤布拉格光栅光纤75或其他应力测量设备获得应力数据,如框504所示。在一些情况下,流体管理系统10的主处理设备48可以在预定时间段内轮询医疗设备20的工作站81以获取原始数据,尽管这不是必需的。在一些情况下,主处理设备48可以命令工作站81从医疗设备20获得应力数据。

[0108] 可以设想的是,如果医疗设备20在体内,光纤布拉格光栅光纤75可以检测细长轴76中的由医疗设备的正常使用引起的应力。流体管理系统10的主处理设备48或工作站81然后可以确定是否检测来自医疗设备20的压力测量结果,如框506所示。如果检测到应力,则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据可以用于控制来自流体管理系统10的流体流量,如框508所示。如果没有检测到应力,则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据不能或不应该用于控制来自流体管理系统10的流体流量,如框510所示。在一些情况下,可以将应力测量结果与预定阈值进行比较。例如,如果应力高于某一水平,则医疗设备20处于使用中,而如果应力处于或低于某一水平,则医疗设备20不处于使用中。

[0109] 可替代地或附加地,可以跟踪医疗设备20的远端80的位置,以确定医疗设备20是否处于使用中。图13是说明性解剖标测和导航系统600的示意图。标测和导航系统600可以包括手术台602(或其他程序或检查台或椅子等)。手术台602可以被配置为充当或用作电磁发生器,以生成已知几何形状的磁场。可替代地或附加地,可以提供与手术台602分离的电磁发生器606。手术台602和/或电磁发生器606可以耦合到控制单元604,该控制单元可以包括处理器、存储器、显示器和输入装置等特征。

[0110] 位置传感器93(诸如但不限于电磁传感器93或其他天线)可以结合到医疗设备20的细长轴76的远端80中。位置传感器93可以被配置用于感测位置传感器在标测和导航系统600的磁场中的位置。电磁传感器93可以耦合到医疗设备20的工作站81。当电磁传感器93处于磁场中时,可以相对于电磁场源(例如,手术台602和/或电磁发生器606)以数学的方式地确定电磁传感器93的位置。工作站81和控制单元604可以通信以确定电磁传感器93相对于患者的位置。当电磁传感器93被定位在患者体内时,则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据可以用于控制来自流体管理系统10的流体流量。当电磁传感器不被定位在患者体内时,流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据不能或不应该用于控制来自流体管理系统10的流体流量。

[0111] 可能期望的是当实际上医疗设备不在体内时减少错误地确定医疗设备20在体内的可能性。例如,如果医疗设备20不在体内,但是用户触摸温度传感器72,则医疗设备20可以向流体管理系统10报告温度接近体温,从而产生错误检测。可以设想的是,可能期望的是使用一个以上的传感器或技术来确定医疗设备20是否在体内。图14是用于使用多种技术来确定医疗设备20是否在体内的方法700的说明性流程图。

[0112] 首先,流体管理系统10的主处理设备48可以启动设备验证过程,如框702所示。可以设想的是主处理设备48可以被配置为在程序期间以预定的间隔执行检查(例如,每分钟、每五分钟等)。在其他实施例中,主处理设备48可以被配置为每当流体处理系统试图使用来自医疗设备20的压力数据来控制来自流体管理系统的流体流量时执行设备验证。附加地或可替代地,设备验证可以手动发起。例如,医生可以使用触摸屏界面42发起设备验证。流体管理系统10然后可以从第一验证过程或技术获得结果(指示医疗设备20是否在体内的结果),如框704所示。验证过程可以包括但不限于使用来自流体管理系统的泵52的脉动压力、来自心动周期的脉动压力、来自输尿管肾盂活动的脉动压力、来自呼吸节律的脉动压力、温度数据、大气压力数据、应力检测、位置感测等。流体管理系统10还可以从一个或多个附加验证过程或技术(不同于第一验证过程)获得结果(指示医疗设备20是否在体内的结果),如框706所示。可以设想的是,根据需要,来自两个或更多个验证过程的结果可以基本上同时(例如,并行)或顺序地(例如,一个接一个)获得。根据需要,流体管理系统10可以使用任意数量的验证过程和以任意组合使用。

[0113] 流体管理系统10的主处理设备48可以比较结果,以确定确认医疗设备20处于使用中的验证过程的数量和指示医疗设备20未处于使用中的验证过程的数量,如框708所示。流体管理系统10的主处理设备48然后可以确定是否大多数验证过程确认医疗设备20处于使用中,如框710所示。如果大多数验证过程确认医疗设备20处于使用中,则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据可以用于控制来自流体管理系统10的流体流量,如框712所示。如果大多数验证过程没有或未能确认医疗设备20处于使用中,则流体管理系统10确定来自医疗设备20的压力数据不能或不应该用于控制来自流体管理系统10的流体流量,如框714所示。在一些情况下,所有的验证过程可以确认医疗设备20正处于使用中,而在其他情况下,所有的验证过程可以一致认为医疗设备20没有处于使用中。

[0114] 可替代地,或者除了确定大多数验证过程是否确认医疗设备20在用户体内之外,当至少一个验证过程返回不同于一个或多个附加验证过程的结果时,流体管理系统10的主处理设备48可以被配置为对结果应用加权平均。例如,如果验证过程被认为比其他验证过程更准确,则在比较步骤(框708)期间,相比于其他过程,更准确的验证过程可以被更重地加权。根据需要,可以使用用于比较和分析来自验证过程的结果的其他技术。

[0115] 本领域的技术人员将会认识到,本发明可以以不同于本文描述和设想的具体实施例的多种形式表现。因此,在不脱离如所附权利要求中描述的本发明的范围和精神的情况下,可以进行形式和细节上的改变。

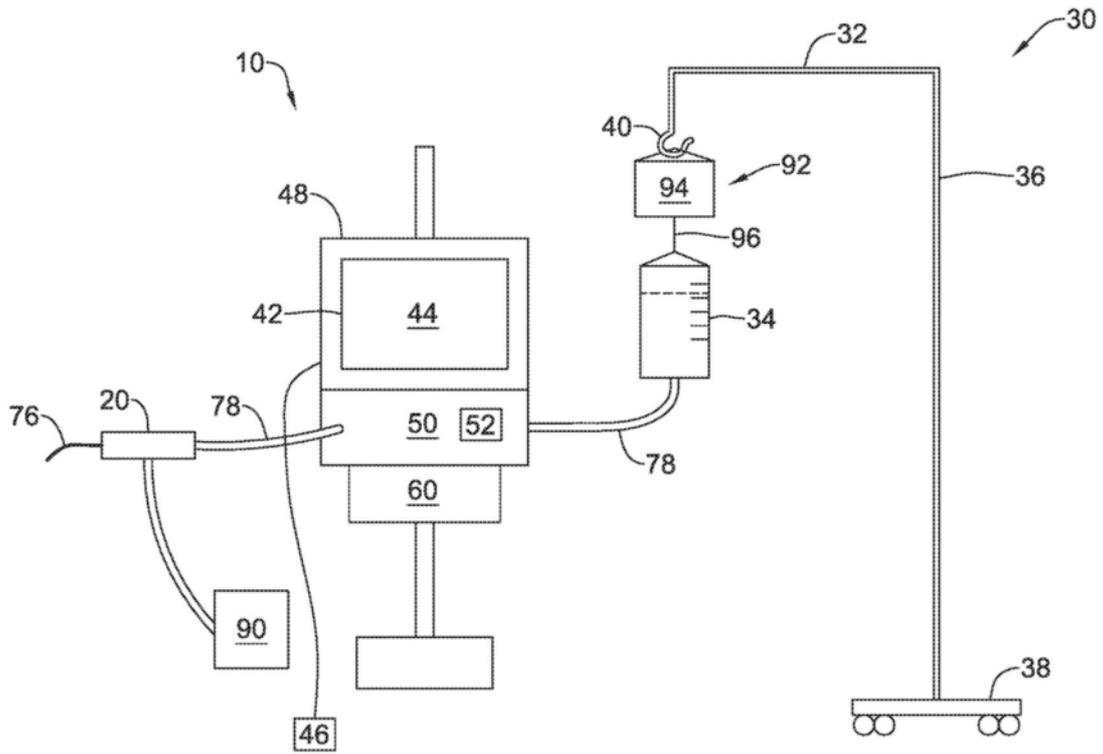


图1

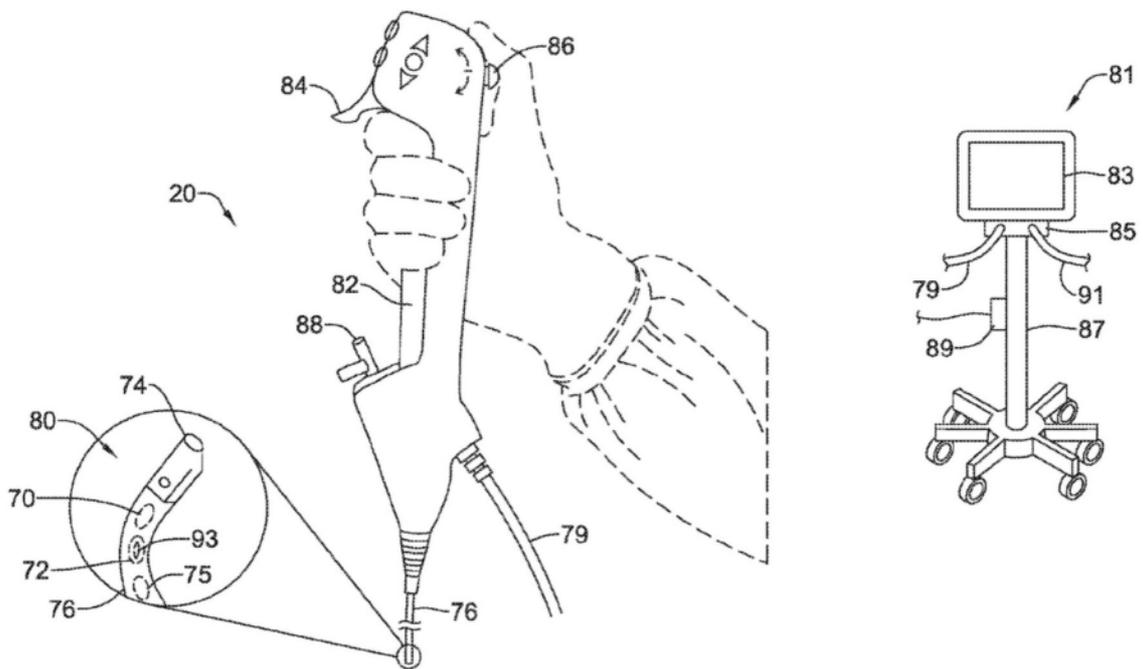


图2

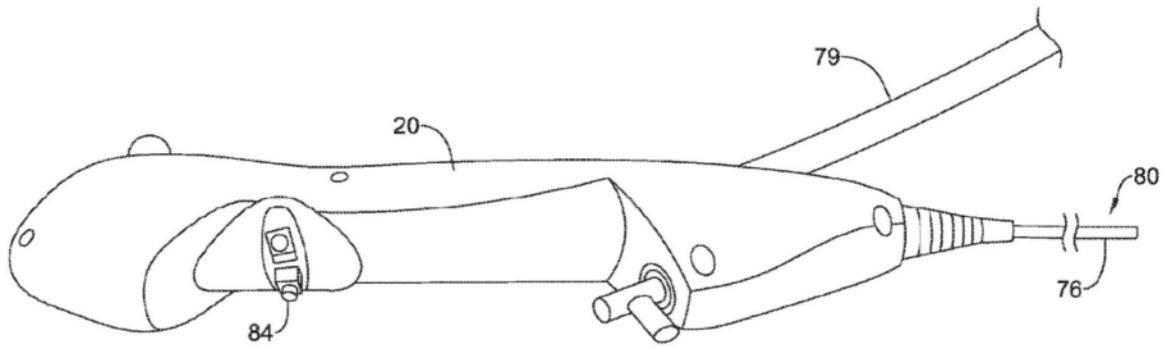


图3

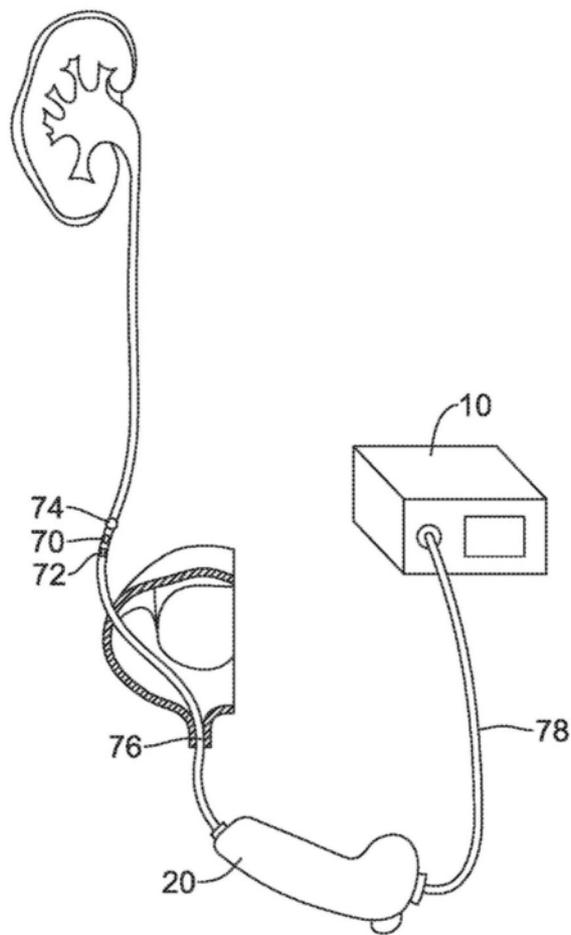


图4

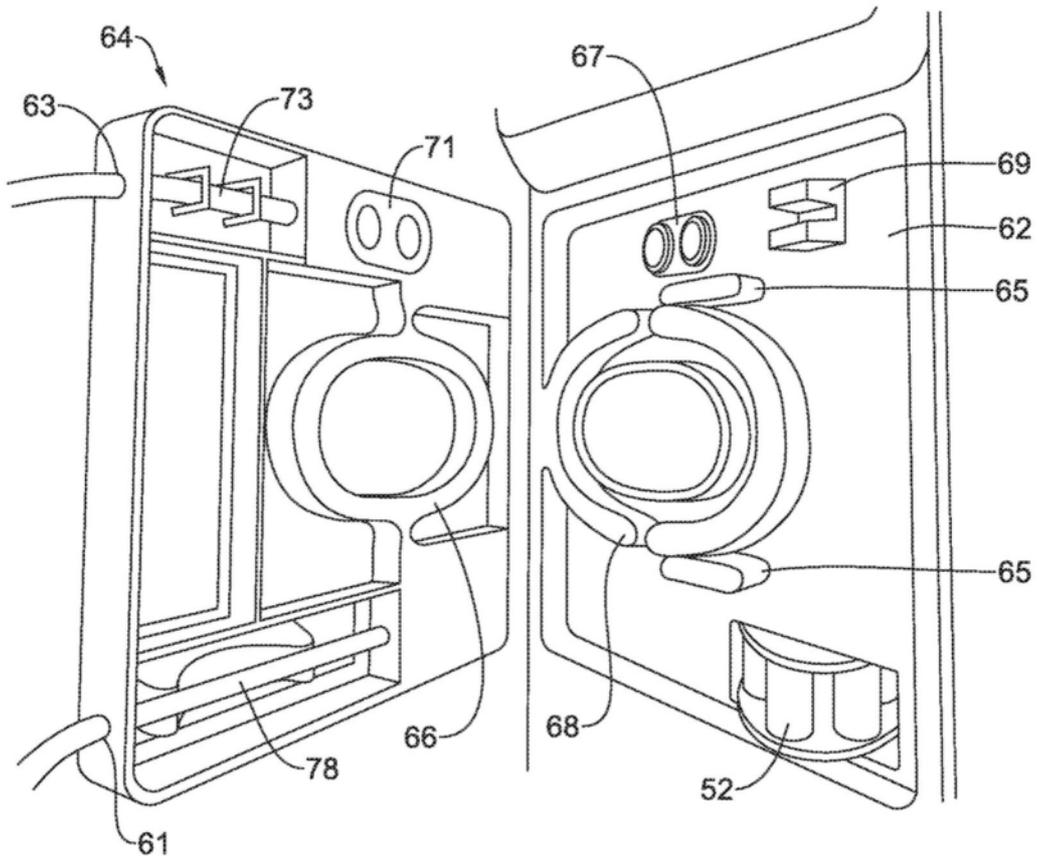


图5

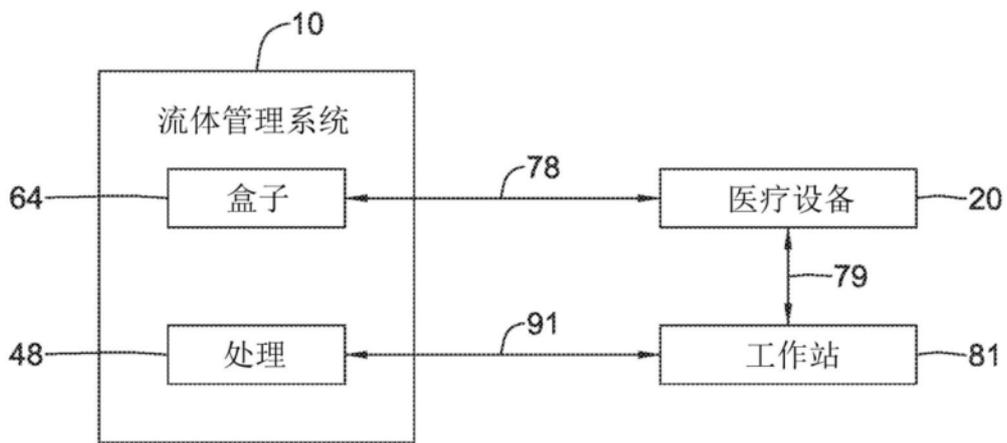


图6

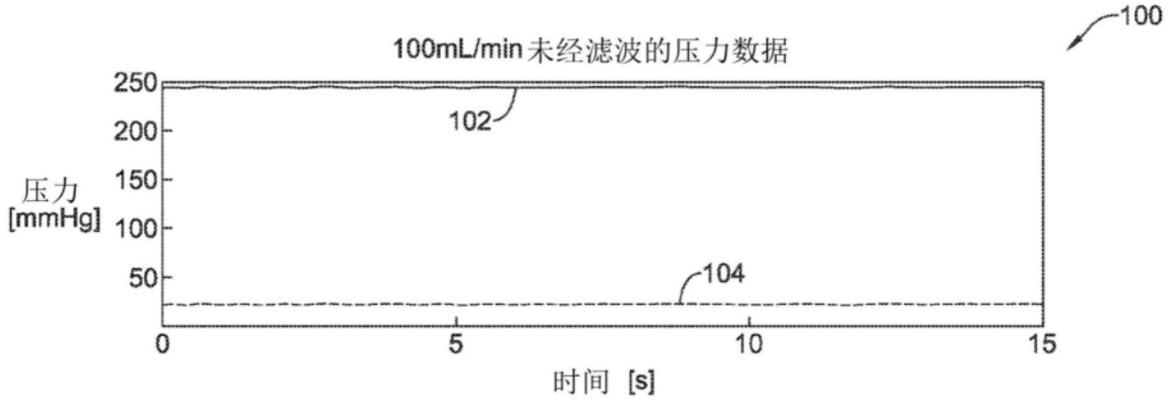


图7A

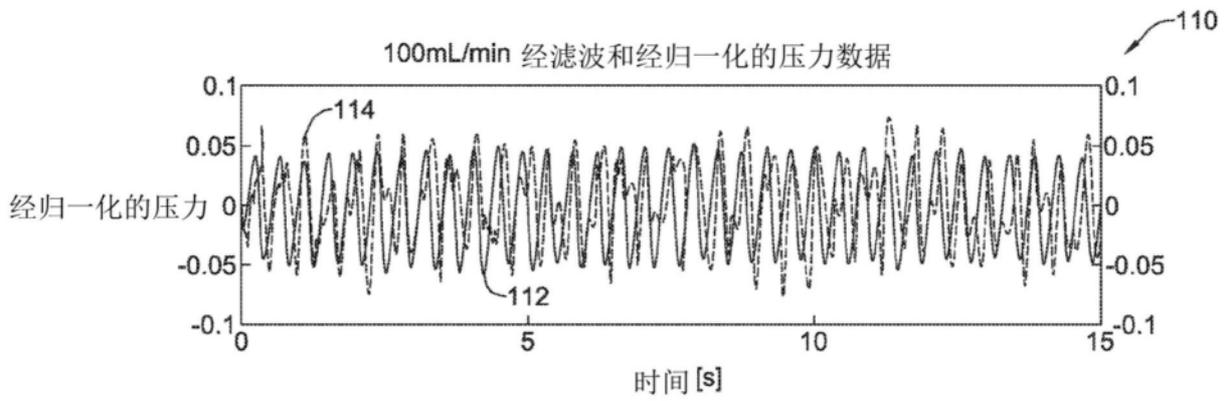


图7B

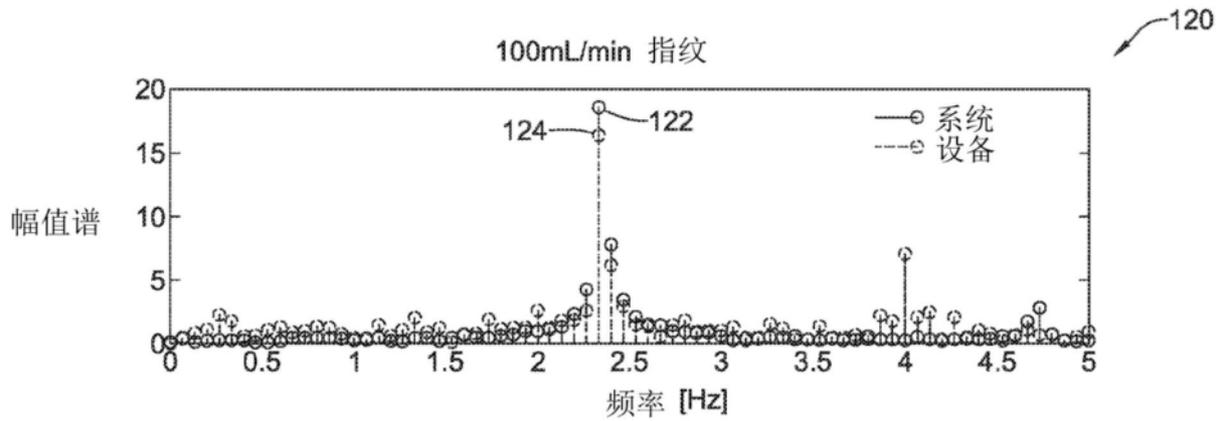


图7C

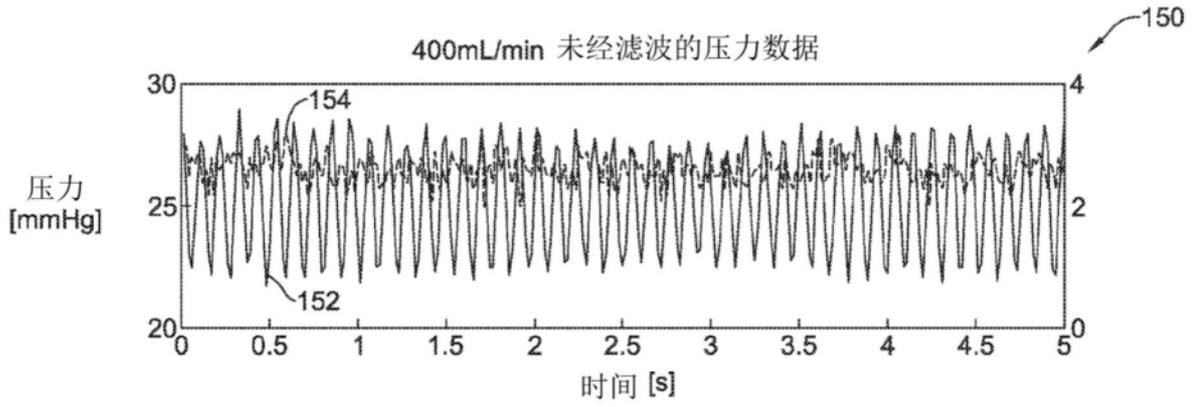


图8A

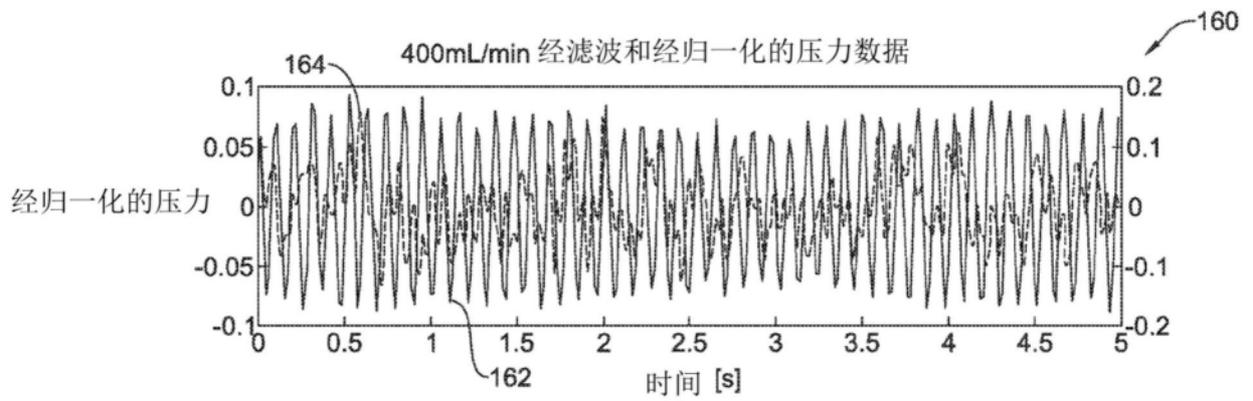


图8B

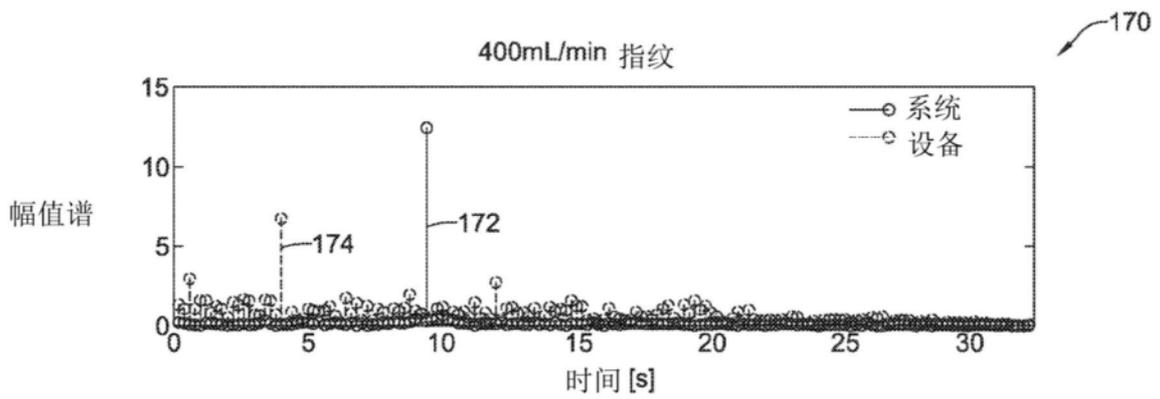


图8C

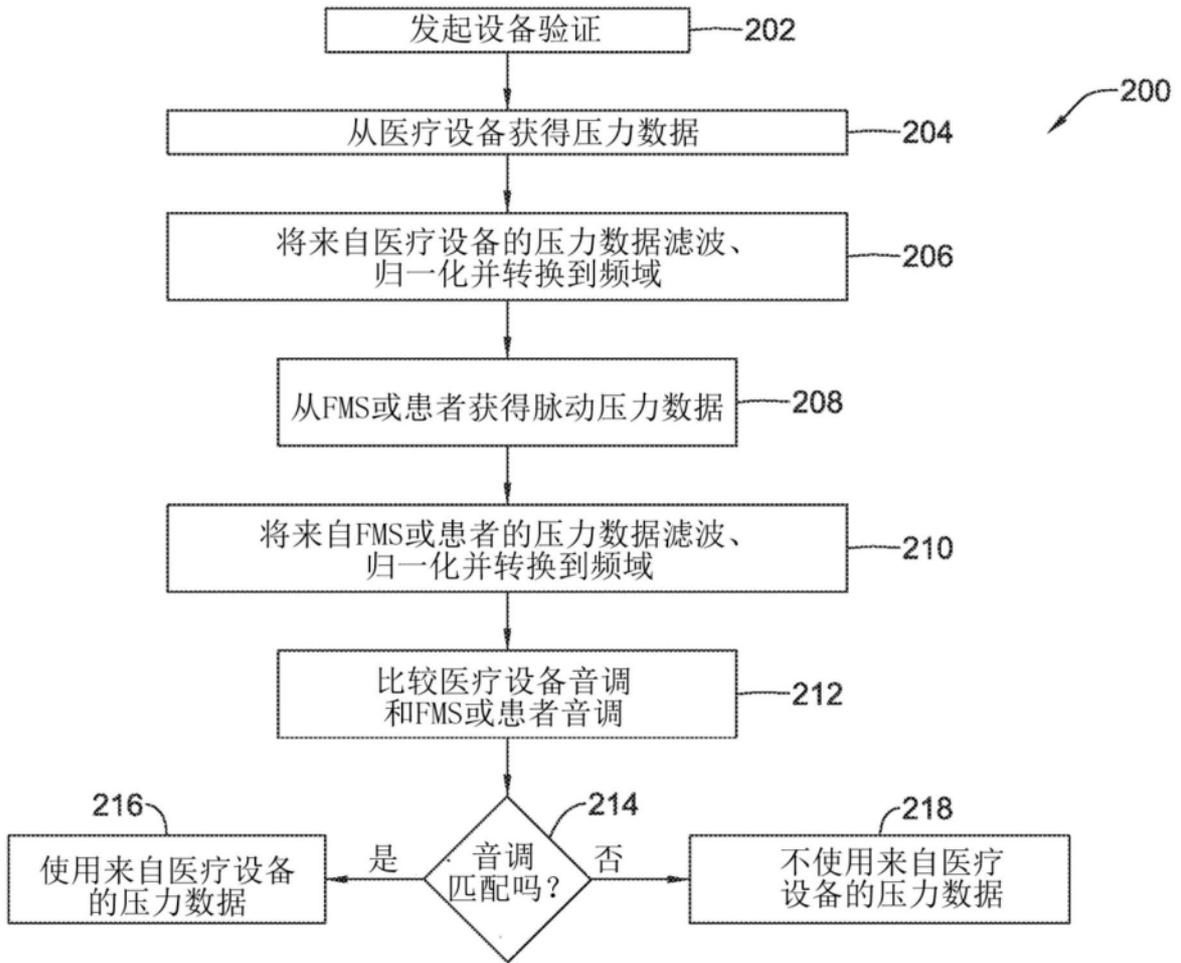


图9

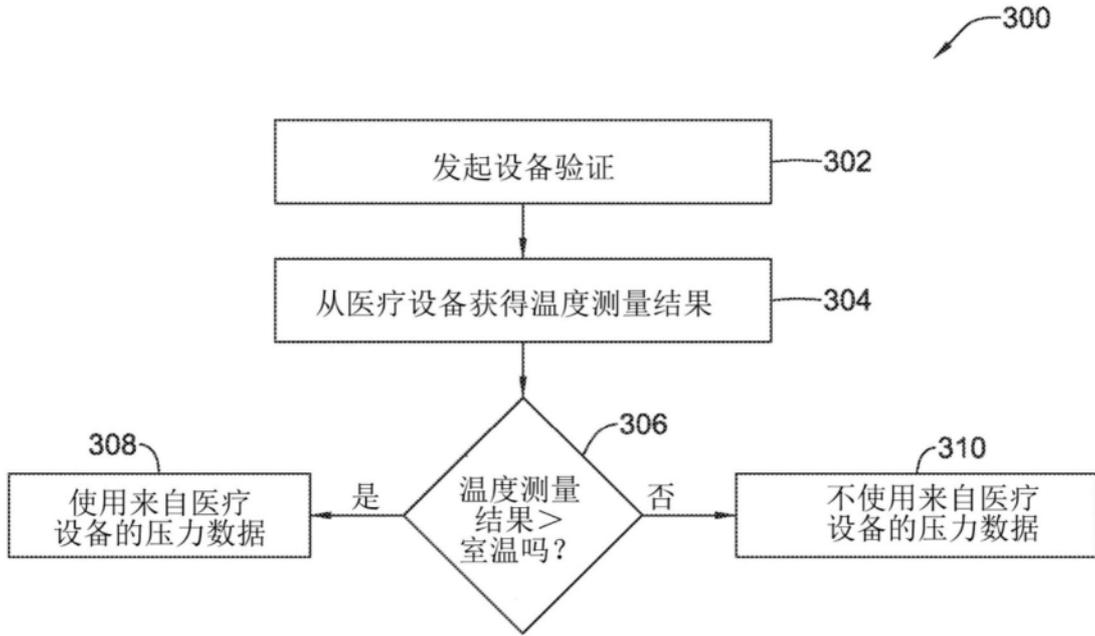


图10

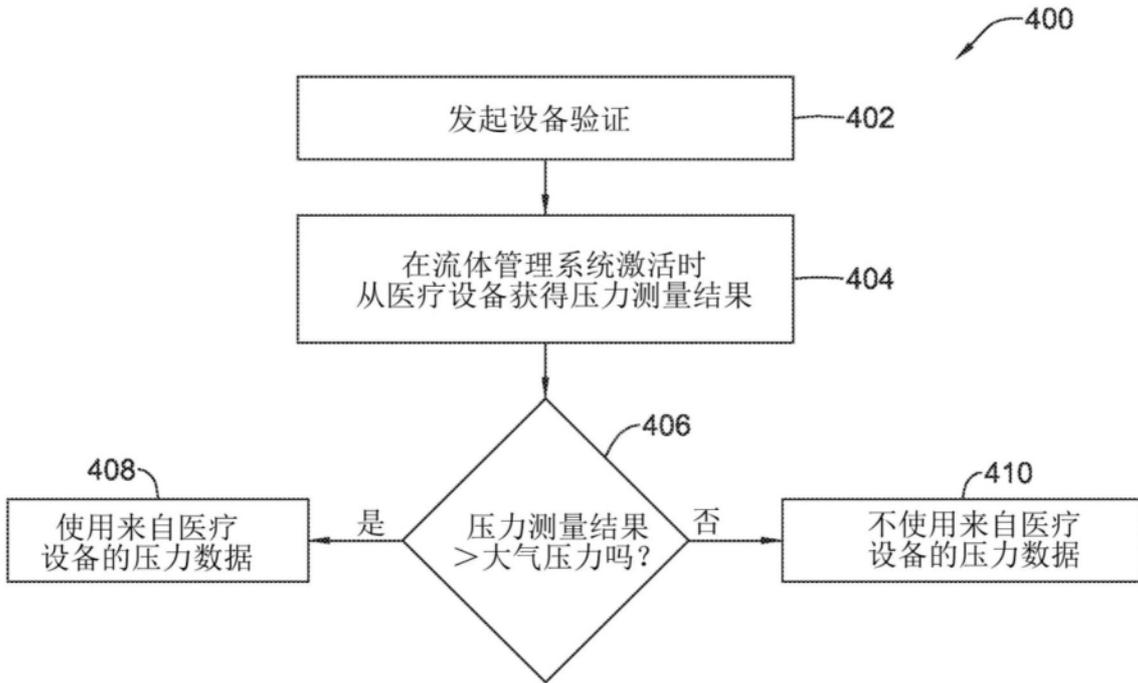


图11

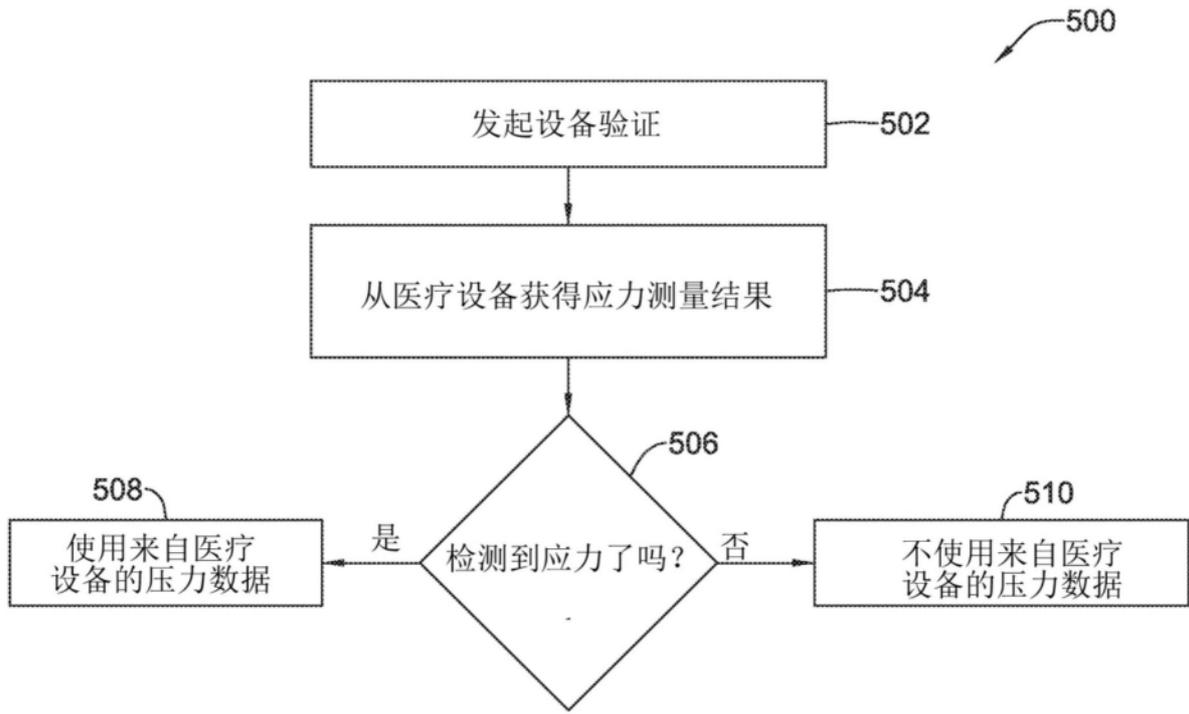


图12

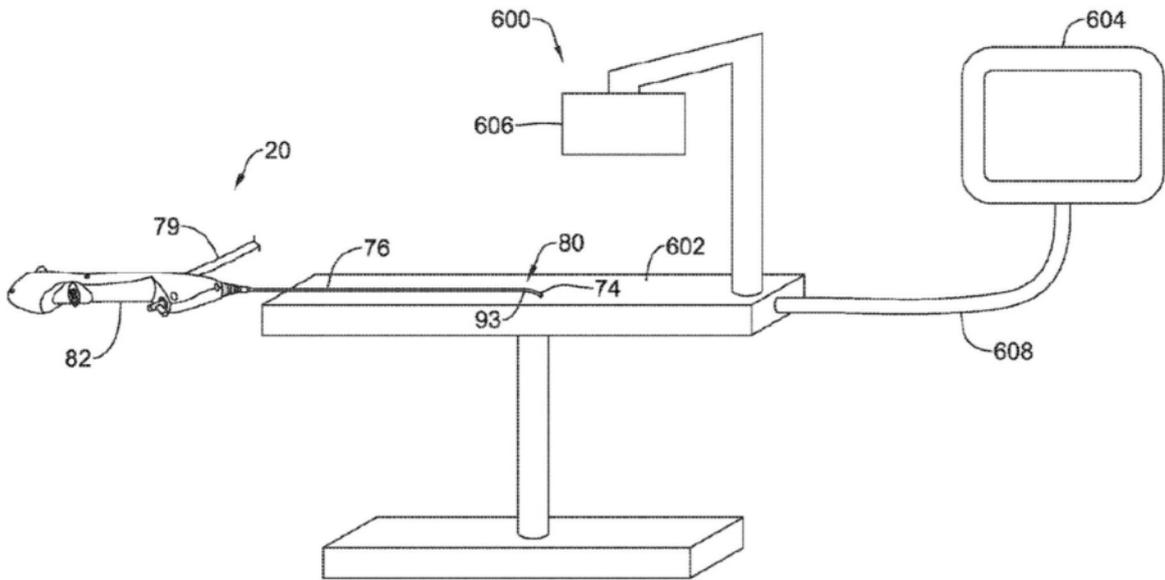


图13

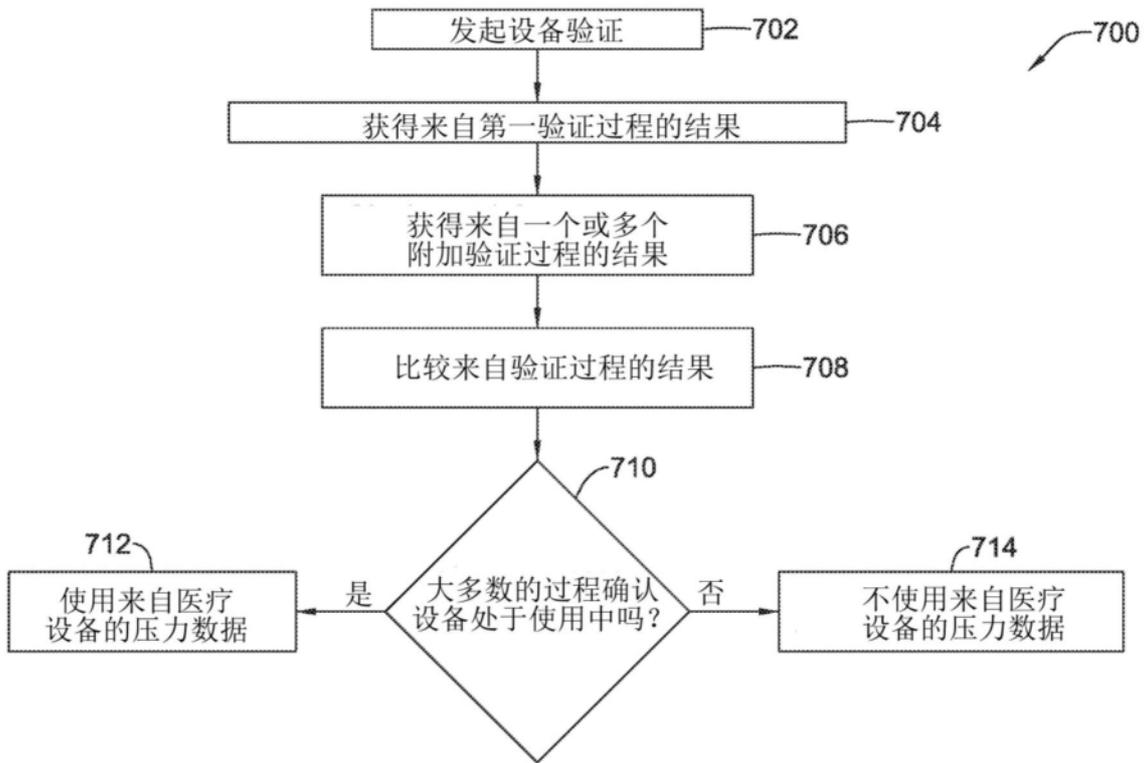


图14