



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112088024 B

(45) 授权公告日 2022. 12. 27

(21) 申请号 201980029829.5	(73) 专利权人 WOM医药世界公司
(22) 申请日 2019.05.02	地址 德国柏林
(65) 同一申请的已公布的文献号 申请公布号 CN 112088024 A	(72) 发明人 T·克里斯特曼 J·H·卡斯滕斯 H-J·卡皮尤斯
(43) 申请公布日 2020.12.15	(74) 专利代理机构 北京律盟知识产权代理有限 责任公司 11287
(30) 优先权数据 DE102018003519.1 2018.05.02 DE	专利代理师 赵超
(85) PCT国际申请进入国家阶段日 2020.11.02	(51) Int.Cl. A61M 3/02 (2006.01) A61B 1/015 (2006.01) A61B 17/02 (2006.01)
(86) PCT国际申请的申请数据 PCT/DE2019/000118 2019.05.02	审查员 王小伟
(87) PCT国际申请的公布数据 W02019/210894 DE 2019.11.07	

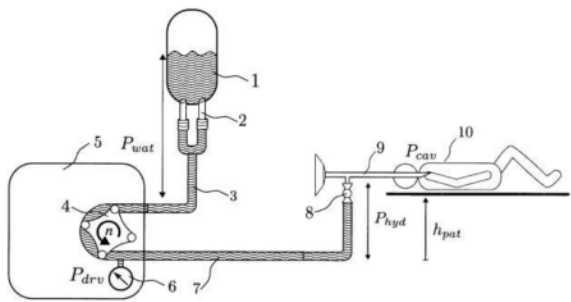
权利要求书4页 说明书8页 附图4页

(54) 发明名称

确定患者(手术高度)与流体输送泵间的高度差的方法

(57) 摘要

本发明涉及一种测定医用流体泵与患者体腔间的高度差以校正出口端上存在的流体压力的测量的方法。



1. 一种用电流传感器(12)和用位于流体输送泵(5)与连接器(8)或仪器(9)上的接头之间的软管区段(7)中的双向的压力传感器(6)来确定患者(10)与流体输送泵(5)间的高度差 h_{pat} 的方法,

采用的是医疗装置的布置在所述流体输送泵(5)上方的储存容器(1),其中所述装置中的流体连接路径根据应用而布置,但尚未被填满,且其中所述流体连接路径的体积是已知的,其特征在于以下方法步骤:

a) 由具有输送辊轮(4)的所述流体输送泵(5)通过连续式流体连接从所述储存容器(1)进行流体输送,

b) 在所述压力传感器(6)发现由所输送的水柱引起的压力变化时,停止输送,

c) 在所述电流传感器(12)测量到从另一软管区段(3)往所述储存容器(1)进行输送所需的马达电流的情况下,实施所述输送辊轮(4)的反向旋转,

d) 根据所述所需的马达电流计算出所述患者上的压力值 P_{wat} ,

e) 继续软管充填和仪器充填进程,直至所述软管区段(7)完全填满,

f) 通过评价所述压力传感器(6)上的压力曲线来识别出从所述软管区段(7)或仪器(9)的敞开末端的流体流出,

g) 结束所述软管充填和仪器充填进程以及所述流体输送,

h) 评价所述压力传感器(6)的压力值 P_{hyd} ,

i) 利用所述压力值 P_{hyd} 来确定输送辊轮(4)与患者(10)间的高度差 h_{pat} ,

其中

正压力值 P_{hyd} 表明,所述泵(5)位于所述患者(10)的高度下方,

负压力值 P_{hyd} 表明,所述泵(5)位于所述患者(10)的高度上方,

压力值 P_{hyd} 等于零表明,所述泵(5)位于所述患者(10)的高度上。

2. 一种用电流传感器(12)和用位于流体输送泵(5)与连接器(8)或仪器(9)上的接头之间的软管区段(7)中的单向的压力传感器(6)来确定患者(10)与流体输送泵(5)间的高度差 h_{pat} 的方法,

采用的是医疗装置的布置在所述流体输送泵(5)上方的储存容器(1),其中所述装置中的流体连接路径根据应用而布置,但尚未被填满,且其中所述流体连接路径的体积是已知的,其特征在于以下方法步骤:

a) 由具有输送辊轮(4)的所述流体输送泵(5)通过连续式流体连接从所述储存容器(1)进行流体输送,

b) 在所述压力传感器(6)发现由所输送的水柱引起的压力变化时,停止输送,

c) 在所述电流传感器(12)测量到从另一软管区段(3)往所述储存容器(1)进行输送所需的马达电流的情况下,实施所述输送辊轮(4)的反向旋转,

d) 根据所述所需的马达电流计算出所述患者上的压力值 P_{wat} ,

e) 继续软管充填和仪器充填进程,直至所述软管区段(7)完全填满,

f) 通过评价所述压力传感器(6)上的压力曲线来识别出从所述软管区段(7)或仪器(9)的敞开末端的流体流出,

g) 结束所述软管充填和仪器充填进程以及所述流体输送,

h) 评价所述压力传感器(6)的压力值 P_{hyd} ,

i) 利用正压力值 P_{hyd} 来确定输送辊轮(4)与患者(10)间的高度差 h_{pat} ,

其中

所述正压力值 P_{hyd} 表明,所述泵(5)位于所述患者(10)的高度下方,

压力值 P_{hyd} 等于零表明,所述泵(5)位于所述患者(10)的高度上或者位于所述患者(10)的高度上方,

j) 在压力值 P_{hyd} 等于零的情况下通过所述输送辊轮(4)的反向旋转来实施所述流体的反向输送,

k) 通过所述电流传感器(12)的评价来确定所述马达电流,并且计算出所述压力以便确定输送辊轮(4)与所述患者(10)的高度之间的高度,其中所述泵(5)位于所述患者(10)的高度下方。

3. 一种用电流传感器(12)和用位于流体输送泵(5)与连接器(8)或仪器(9)上的接头之间的软管区段(7)中的双向的压力传感器(6)以及用位于储存容器(1)与输送辊轮(4)之间的另一压力传感器(11)来确定患者(10)与流体输送泵(5)间的高度差 h_{pat} 的方法,

采用的是医疗装置的布置在所述流体输送泵(5)上方的储存容器(1),其中所述装置中的流体连接路径根据应用而布置,但尚未被填满,且其中所述流体连接路径的体积是已知的,其特征在于以下方法步骤:

a) 由具有输送辊轮(4)的所述流体输送泵(5)通过连续式流体连接从所述储存容器(1)朝所述辊轮进行流体输送,

b) 在所述压力传感器(6)发现由所输送的水柱引起的压力变化时,停止输送,

c) 读取所述另一压力传感器(11)上的压力值 P_{wat} ,

d) 继续软管充填和仪器充填进程,直至所述软管区段(7)完全填满,

e) 通过评价所述压力传感器(6)上的压力曲线来识别出从所述软管区段(7)或仪器(9)的敞开末端的流体流出

f) 结束所述软管充填和仪器充填进程以及所述流体输送,

g) 评价所述压力传感器(6)的压力值 P_{hyd} ,

h) 利用所述压力值 P_{hyd} 来确定输送辊轮(4)与患者(10)间的高度差 h_{pat} ,其中

正压力值 P_{hyd} 表明,所述泵(5)位于所述患者(10)的高度下方,

负压力值 P_{hyd} 表明,所述泵(5)位于所述患者(10)的高度上方,

压力值 P_{hyd} 等于零表明,所述泵(5)位于所述患者(10)的高度上。

4. 一种用电流传感器(12)和用位于流体输送泵(5)与连接器(8)或仪器(9)上的接头之间的软管区段(7)中的单向的压力传感器(6)以及用位于储存容器(1)与输送辊轮(4)之间的另一压力传感器(11)来确定患者(10)与流体输送泵(5)间的高度差 h_{pat} 的方法,

采用的是医疗装置的布置在所述流体输送泵(5)上方的储存容器(1),其中所述装置中的流体连接路径根据应用而布置,但尚未被填满,且其中所述流体连接路径的体积是已知的,其特征在于以下方法步骤:

a) 由具有输送辊轮(4)的所述流体输送泵(5)通过连续式流体连接从所述储存容器(1)进行流体输送

b) 在所述压力传感器(6)发现由所输送的水柱引起的压力变化时,停止输送,

c) 读取所述另一压力传感器(11)上的压力值 P_{wat} ,

- d) 继续软管充填和仪器充填进程,直至所述软管区段(7)完全填满,
 - e) 通过评价所述压力传感器(6)上的压力曲线来识别出从所述软管区段(7)或仪器(9)的敞开末端的流体流出
 - f) 结束所述软管充填和仪器充填进程以及所述流体输送,
 - g) 评价所述压力传感器(6)的压力值 P_{hyd} ,
 - h) 利用正压力值 P_{hyd} 来确定输送辊轮(4)与患者(10)间的高度差 h_{pat} ,
- 其中
- 所述正压力值 P_{hyd} 表明,所述泵(5)位于所述患者(10)的高度下方,
- 压力值 P_{hyd} 等于零表明,所述泵(5)位于所述患者(10)的高度上或者位于所述患者(10)的高度上方,
- i) 在压力值 P_{hyd} 等于零的情况下通过所述输送辊轮(4)的反向旋转来实施所述流体的反向输送,
 - j) 通过所述电流传感器(12)的评价来确定马达电流,并且计算出所述压力以便确定输送辊轮(4)与所述患者(10)的高度之间的高度,其中所述泵(5)位于所述患者(10)的高度下方。
5. 根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其特征在于,通过以下步骤来识别出所述流体穿过输送软管和医疗仪器(9)按规程流入所述患者(10)的空穴:
- a) 由所述泵(5)进行流体输送直至在所述压力传感器(6)上显示不同于零的压力值
 - b) 进一步进行流体输送,直至所输送的体积大于所述软管的体积,其中所述压力传感器(6)上测得的压力保持恒定,
 - c) 在所输送的液体体积大于所述软管的所述体积的情况下,确认所述压力传感器(6)上的升压。
6. 根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其特征在于,通过以下步骤来识别出错误关闭的阀:
- a) 由所述泵(5)进行流体输送直至在所述压力传感器(6)上显示不同于零的压力值
 - b) 进一步进行流体输送,其中在所输送的体积相当于所述软管的体积前,在所述压力传感器(6)上测得的压力显著增大。
7. 根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其特征在于,通过以下步骤来识别出错误地并未位于体腔中的所述仪器或者输送软管与医疗仪器(9)间未闭合的连接:
- a) 由所述泵(5)进行流体输送直至在所述压力传感器(6)上显示不同于零的压力值
 - b) 进一步进行流体输送,直至所输送的体积大于所述软管的体积,其中所述压力传感器(6)上测得的压力保持恒定,
 - c) 确认在所输送的液体体积大于所述软管的所述体积后在所述压力传感器(6)上未测得升压。
8. 根据权利要求1-4中任一项所述的方法,其特征在于,由所述泵在方法启动前从位于所述软管组上的信息载体读取所述流体连接路径的体积。
9. 根据权利要求8所述的方法,其特征在于,所述信息载体是RFID芯片、磁条、条形码或EPROM。
10. 一种用于确定流体输送装置的液静压的方法,所述流体输送装置包含医用流体输

送泵 (5) 和软管区段 (3), 所述方法包括:

致使所述泵的滚轮反向于所述流体输送装置的输送方向旋转;
通过电流传感器 (12) 测量反向于所述输送方向进行输送所需的电流;
基于经测量的所述电流确定所述泵的转矩;
确定所述滚轮的半径与所述软管区段中的软管横截面面积的乘积; 以及
将经确定的所述转矩除以经确定的所述乘积以确定所述液静压。

11. 一种用于将流体泵送入患者体腔的医疗装置, 包括:

医疗装置的布置在流体输送泵 (5) 上方的储存容器 (1), 所述流体输送泵 (5) 具有电流传感器 (12) 和位于软管区段 (7) 中的双向的压力传感器 (6), 所述软管区段 (7) 将所述流体输送泵 (5) 连接至连接器 (8) 或仪器 (9); 和

计算装置, 其被配置成计算患者 (10) 与所述流体输送泵 (5) 间的高度差 (h_{pat}),

其中根据权利要求 1-10 中任一项所述的方法中的任一个来进行所述高度差的所述计算。

确定患者(手术高度)与流体输送泵间的高度差的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种测定医用流体泵与患者体腔间的高度差以校正出口端上存在的流体压力的方法。

背景技术

[0002] 在已知方案中,在微创手术(MIC)过程中将流体(如冲洗液)泵送入体腔以实现体腔扩张。为此,压力必须达到足以使得组织扩张的程度,但不会过大而对组织造成损伤。因此,测量体腔中的压力具有重要意义。出于各种理由(如空间需求和污染危险)而不在体腔中放置压力传感器。这样就必须在泵中追溯压力测量的结果。但只有在泵中的压力传感器与体腔处于同一高度时,泵中测得的压力才与体腔中的压力相等。在压力传感器与体腔存在高度差时,压力传感器所测数值与体腔中的实际压力值有所偏差,其中这种偏差与高度差成比例。在现有技术中的泵中,这种因泵相对患者的定位而产生的测量偏差忽略不计。有鉴于此,需要提供某种方法,其在手术开始前测定泵与患者体腔间的高度差并视需要校正所测压力值。

[0003] 公开案US 2015/0290387A1揭示一种具有血压相关的压力控制装置的注气装置。公开案US 2008/0243054A1揭示一种体腔冲洗装置,其中根据冲洗后的体腔中的压力来调节冲洗液的压力和流量。这两个公开案中均未涉及在手术开始前测定泵与患者体腔间的高度差。

[0004] 本发明的高度测定方法是针对医学治疗领域的某个特定情形而设,但本身并非人体的治疗方法,作为使用所述方法的前提条件,需要满足以下边界条件。使用本发明的方法的情形如下:在流体输送泵(5)(下文仅称泵)上预设期望的额定压力,例如借助扩张用流体来在环扎(10)的空穴中形成该额定压力。这种空穴可以是天然空穴(如关节间隙或腹腔),或者是为了诊断和/或治疗的目的而被扩张的人工体腔。通过某种预设额定压力来进行扩张,该额定压力通过将流体输入空穴来达到或维持。为了将这种流体从储存容器(1)输入空穴,本发明将蠕动泵用作泵(5)。

[0005] 作为用于进行压力测量的测量装置,在泵(5)上设有至少一个压力传感器(6),其测定输送压力 P_{drv} 。在流体管线(7)的出口端或者手术区域(相当于该流体所扩张的空穴)不与泵(5)处于同一高度水平的情况下,软管区段(7)中的流体的液静压(P_{hyd})改变空穴压力 P_{cav} 或者作用于压力传感器所测数值 P_{drv} 。这样就可以利用压力传感器的数值来调节空穴压力 P_{cav} ,而不必进一步进行补偿。空穴压力 P_{cav} 是应该保持在预设额定压力上的待调节目标值。

[0006] 应用本发明的方法时的初始状态可以在不同情境中实现,涉及的是输送装置与出口端间的高度差以及出口端上的情形。本发明的出发点是,这些情境就高度而言在使用过程中(也就是说,从本发明的方法首次应用直至与储存容器的流体连接弃置并将新的软管(3,7)插入流体输送泵(5))不发生变化。

[0007] 本发明的解决方案的目的是,测定患者高度 h_{pat} (患者(10)可能高于或低于泵

(5)),从而根据具体条件来对使用压力传感器(6)所调节的额定值进行补偿。如果不进行这项补偿,就无法正确地将患者(10)的空穴中的压力 P_{cav} 调节至额定值。

[0008] 在患者(10)高于泵(5)的情况下(图1),软管区段(7)中的流体的液静压(P_{hyd})作为偏移误差作用于传感器(6)并可以按照现有技术而被减去。本发明针对压力或高度测定而描述了一种替代性解决方案。其中,将单位为厘米水柱的压力转换成单位为厘米的待测定高度差。

[0009] 在患者(10)低于泵(5)的情况下(图3),软管区段(7)中的流体的液静压(P_{hyd})作为偏移作用于患者(10)中的空穴压力 P_{cav} 。在这个压力传感器(6)就环境压力而言能够测定负压值时,上述情况同样可以用压力传感器(6)来检测。如果使用的是只能测定正压值的压力传感器(6),则上述情况无法仅直接以测量技术的方式来测定。本发明针对压力或高度测定而描述了一种替代性解决方案。

[0010] 根据现有技术,在流体输送泵中通过将某个数值(h_{pat})预设/输入至流体输送泵(5)的系统设置中来实施高度差校正。根据现有技术,这个系统设置中只能输入正高度。这一点不能涵盖手术区域/患者(10)高于泵(5)的情况。基于该数值而对传感器(6)上的液静压(P_{hyd})进行补偿(偏移补偿),即从测得值 P_{drv} 中将其减去。专利申请案W0 2005/089832 A2和W0 2005/042065 A2中也阐述过这种方法。

[0011] 有鉴于此,基于一或多个测量来测定患者高度 h_{pat} 的方法并未被揭示过。

发明内容

[0012] 在设备使用过程中,使用者有权采取一定行为,但这种行为是无法由制造商检验的并且制造商无法对安全使用承担责任,因而在下文中阐述的是一种适用于所有可能的情境的创新技术方法。首先对这些情境的各方案进行说明:

[0013] 原则上需要区分患者(10)的方位-指的是需要扩张的体腔-位于输送辊轮(4)上方还是下方。

[0014] 作为附加情况,必须测定通过软管区段(7)与传感器(6)的连接、具有排放阀(8)的连接器和仪器(9)是否朝室内气氛暴露。在仪器(9)已被送入患者(10)的闭合空穴的情况下,液压力(P_{hyd})必然与空穴中的压力 P_{cav} 有所区别。

[0015] 为了测定液压力或患者高度(P_{hyd}),根据本发明,可以采用基于测量压力值的方法。

[0016] 为此,首先必须检查在泵中安装了多少个何种类型的压力传感器。压力传感器通常沿输送方向位于泵下游。压力传感器能够实施单向或双向测量,即要么只显示正压力值,要么只显示正和负压力值。某些泵样式在储存容器(1)与泵(5)之间具有附加的压力传感器。

[0017] 本发明的用于测定患者高度 P_{hyd} 的解决方案,该患者高度引起液静压(P_{hyd}),该解决方案必须区分两种应用情况:

[0018] I) 患者(手术区域)(10)高于泵(5)的压力传感器(6) ($h_{pat} > 0$),如图1和2所示。

[0019] II) 患者(手术区域)(10)低于泵(5)的压力传感器(6) ($h_{pat} < 0$),如图3所示。

[0020] 其中,在压力传感器(6)与输送辊轮(4)的液压作用高度之间不存在相关高度差。‘无相关高度差’的值指的是 $\leq 3\text{cm}$ 水柱。

[0021] 此外还存在不同的过程情况：

[0022] a) 所用仪器 (9) 在患者 (10) 或手术区域的空穴以外并且出口端朝室内气氛或环境压力暴露。

[0023] b) 所用仪器 (9) 已被送入手术区域的空穴并且在出口端上存在 (较大的未知) 空穴压力 P_{cav} 。

[0024] c) 存在于流体连接中的排放阀 (8) 是封闭的或者软管区段 (7) 被断开。

[0025] 为了解决这一难题, 本专利申请提出了若干方案。本发明的核心要素是通过确定泵的转矩来测定软管系统中的压力, 其中通过测量电流来确定转矩。方案1: 图2示出本发明的最简单的实施方式。储存容器 (1) 通过软管连接 (3) 与本发明的滚轮泵 (5) 连接。该输送泵通过软管 (7) 与被送入患者 (10) 体腔的医疗仪器 (9) 连接。需要确定的是患者体腔 (10) 中的水柱的液静压。该压力 P_{cav} 由输送泵前的水柱的分压力 P_{wat} 和输送泵后的水柱的压力 P_{hyd} 构成。压力 P_{wat} 与泵上方的储存容器的高度相关, 分压 P_{hyd} 与泵 (5) 的输送轮上方或下方的患者高度 h_{pat} 相关。如果患者高度低于输送轮, 则压力 P_{wat} 与 P_{hyd} 相加成体腔中的总压力 P_{cav} 。在患者高于输送轮平面的情况下, 压力 P_{wat} 减去压力 P_{hyd} 。因此, 通过测量压力 P_{wat} 和 P_{hyd} 原则上就能测定患者高度 h_{pat} 。

[0026] 在最简单的情况下 (参见图2), 该泵具有两个压力传感器, 即输送泵 (5) 前的压力传感器 (11) 和输送泵 (5) 后的压力传感器 (6)。压力传感器 (6) 是双向压力传感器时, 两个压力可以被压力传感器 (11) 和 (6) 直接读取。根据这些压力值便能直接测定患者高度。

[0027] 在此情况下, 仅需检查输送软管 (7) 是否与医疗仪器9一起被送入体腔, 以及阀 (8) 是否打开。通过以下方式来实现确认医疗仪器是否被送入体腔以及阀是否打开的分过程:

[0028] 这项确认工作的重要之处在于了解输送软管 (7) 的软管体积。本发明提出, 在泵启动前测定该体积并将其存储在泵中。在临床实践中总是使用相同类型的软管组, 因而只需一次性确定软管体积。在本发明的一种优选实施方式中, 将软管体积存储在固定于软管组上的存储器 (如RFID应答器) 中。将软管组插入泵时, 对RFID应答器进行读取从而获得泵的软管体积。替代地, 该传输也可以通过其他电气/电子、磁性或光学的 (如条形码) 传输元件来实现。

[0029] 将软管体积存储在泵的存储器中后, 就可以开始输送。通过显示压力传感器 (6) 的不同于零的压力值而向泵表明, 输送软管 (7) 的软管充填开始。所输送的液体量与泵的旋转成正比, 这样就能精确测定输入输送软管 (7) 的液体体积。

[0030] 在医疗仪器已被放入体腔且阀 (8) 打开的期望情况下, 压力传感器 (6) 显示出基本上恒定的压力, 直至软管完全填满, 也就是说, 所输送的体积相当于软管体积。在实践中, 该压力因泵的蠕动而围绕恒定值小幅波动 (如 $\pm 3\text{cm}$ 水柱)。出于本文所描述的用途, 这种围绕恒定值的小幅波动被视为恒定的。一旦液体进入体腔, 因体腔的期望扩张而缓慢地产生较高的压力。在此情况下, 待测液静压 P_{hyd} 指的是输送体积与软管体积相符后测得的压力。

[0031] 在阀关闭的情况下, 输送泵 (5) 无法将整个软管填满, 因为软管中的空气无法逸出, 因而未被压缩。系统的这个状态表明, 在输送相当于软管体积的液体体积前就已实施了显著的升压。在此情况下, 无法对患者高度进行测量。在此情况下, 该泵给出的是报警信号。在阀打开的情况下, 这个情形符合前述情况。

[0032] 在输送软管或医疗仪器的末端并非位于患者体腔中的情况下, 压力传感器 (6) 所

测压力与软管末端所处的高度相关。在输送相当于软管体积的液体体积后,压力传感器显示的是在进一步输送时并未增大的压力。在此情况下,该泵同样触发了报警信号。在将输送软管连接医疗仪器后或者将医疗仪器送入患者体腔后,重新出现可用测量技术检测出的前述状态。

[0033] 方案2:在泵仅在输送轮后面具有单独一个压力传感器(6)的情况下(参见图1),通过以下方式来变更前述过程:

[0034] 为了确定压力 P_{WAT} ,首先在储存容器的连接状态下输送液体,直至压力传感器(6)显示出压力。这种压力显示用来表明软管至少在压力传感器(6)的位置前被填满。在这个时间点上停止输送,输送轮(4)停止工作。随后启动“反向输送”,即辊轮反向旋转。在这个反向输送过程中,测定马达的转矩。用来承担这项工作的是测量反向输送过程中的电流的电流传感器(12)。该电流与转矩成比例。该转矩由恒定分量与可变分量组成。这个恒量由泵(5)的滚动阻力与软管(3,7)的材料特性构成。在临床工作所用软管材料不变的情况下,此处可以仅采用一种恒量。该转矩的第二分量由泵(5)进行输送时需要克服的液静压 P_{WAT} 构成。在泵和软管材料已知的情况下,这样就能通过用电流传感器(12)测量电流来确定压力 P_{WAT} 。

[0035] 通过这种方式来确定压力分量 P_{WAT} 后,在压力传感器(6)如前所述是双向压力传感器的情况下,就能按前述方式(方案1)实施该方法。

[0036] 方案3:在压力传感器(6)是单向压力传感器,因而只能测量正压力,无法测量负压力的情况下,必须通过以下方式来变更前述方法:

[0037] 首先按方案1或方案2的方式确定压力 P_{WAT} 。随后通过辊轮(4)来输送相当于软管体积的液体体积。正如方案1所描述的那样,确认医疗仪器是否处于体腔中以及阀(8)是否打开。在阀(8)打开且医疗仪器(9)处于体腔(10)中的情况下,输送相当于软管体积的体积,压力传感器显示出正压力值,此时,这个压力值相当于压力 P_{HYD} 。如此,体腔位于输送轮上方,根据所测压力就能直接确定输送轮上方的患者高度。在压力传感器(6)不显示压力的情况下(压力等于零),患者要么正好位于输送泵的高度上,要么位于输送泵下方。在此情况下,通过以下方式来测定压力值 P_{HYD} :

[0038] 在输送相当于软管体积的液体体积后,将输送泵停止,并且通过输送轮的反向旋转来实施“反向输送”。与前述方案2类似地,借助电流传感器(12)来测量电流。该电流同样与转矩成比例(加上前述恒量),该转矩与总压力成比例。在此情况下,该转矩表示整个液柱的压力,即 $P_{WAT}+P_{HYD}$ 。通过从总压力中减去已知的压力 P_{WAT} ,就能测定压力 P_{HYD} ,其给出了输送泵下方的患者体腔的高度。

[0039] 本发明的方法的主要优点在于,能够迅速且精确地测定精确测量患者高度所需的数据。本发明能够以简单的方式测定泵的输送轮是否与患者体腔处于同一高度,或者是否与期望位置发生显著偏离。同时在出现误操作的情况下(例如阀关闭或者软管并未连接医疗仪器)输出报警指示。

附图说明

[0040] 图1示出医用流体泵和体腔,其中体腔高于流体泵。使用来自流体泵与体腔间的流体管线中的单个压力传感器的数据来算出高度差。

[0041] 图2示出医用流体泵和体腔,其中体腔高于流体泵。使用来自两个压力传感器的数

据来算出高度。

[0042] 图3示出医用流体泵和体腔,其中体腔低于流体泵。使用来自流体泵与体腔间的流体管线中的单个压力传感器的数据来算出高度差。

[0043] 图4示出在流体管线的出口位于患者的闭合空穴中的情况下,泵送液体与压力读数间的关系。

具体实施方式

[0044] 本发明的用于测定患者高度 P_{hyd} 的解决方案,该患者高度引起液静压(P_{hyd}),该解决方案必须区分两种应用情况:

[0045] I) 患者(手术区域)(10)高于泵(5)的压力传感器(6) ($h_{pat} > 0$) (图1和2)。

[0046] II) 患者(手术区域)(10)低于泵(5)的压力传感器(6) ($h_{pat} < 0$) (图3)。

[0047] 其中,在压力传感器(6)与输送辊轮(4)的液压作用高度之间不存在相关高度差。‘无相关高度差’的值指的是 $\leq 3\text{cm}$ 水柱。

[0048] 此外还存在不同的过程情况:

[0049] a) 所用仪器(9)在患者(10)或手术区域的空穴以外并且出口端朝室内气氛或环境压力暴露。

[0050] b) 所用仪器(9)已被送入手术区域的空穴并且在出口端上存在(较大的未知)空穴压力 P_{cav} 。

[0051] c) 存在于流体连接中的排放阀(8)是封闭的或者软管区段(7)被断开。

[0052] 在情况I), a) 下,由泵(5)从储存容器(1)输送流体,以使用流体填满软管(3,7)和仪器(9)。在软管(3,7)和仪器(9)填满的情况下,传感器(6)上的压力达到静止值,也就是说,该压力的平均值仅在较低的个位数百分比范围内发生变化。在此情况下,将泵(5)停止后测得的静止压力值(P_{drv})相当于液静压(P_{hyd})。这样就通过从传感器值 P_{drv} 中静态地减去值 P_{hyd} ,来对液静压(P_{hyd})进行补偿。

[0053] 在情况II), a) 下,由泵(5)从储存容器(1)输送流体,以便填满软管(3,7)和仪器(9)。在软管(3,7)和仪器(9)填满的情况下,传感器(6)上的压力达到静止值。在此情况下,将泵(5)停止。在使用相对环境压力而言能够测量正压力和负压力的双向压力传感器的情况下,测得的静止压力值(P_{drv})相当于液静压(P_{hyd})。在此情况下,可以将静态值 P_{hyd} 与传感器值 P_{drv} 相加,以便确定空穴中的液静压(P_{hyd})并对测量误差进行补偿。

[0054] 为了在情况II), a) 下借助单向传感器来测定液静压(P_{hyd}),必须扩展该方法。单向传感器只能测量高于环境压力的值,即正值。软管(3,7)和仪器(9)被液体填满并且压力传感器(6)测定静止测量值后,将泵(5)停止。随后使得泵(5)在相反的输送方向上工作并吸附软管区段(7)中的流体。借助泵马达的转矩测量就能推断出必要的作用力或者在考虑到软管内径的情况下推断出泵(5)上的吸附压力(P_m)。此处适用的是转矩~作用力~压力。可以通过对泵(5)的输送辊轮(4)的马达进行电流测量来测定转矩。在所需吸附压力已知的情况下,其中从软管(3,7)和仪器(9)将流体回输,这样就能计算出液静压(P_{hyd})。需要事先了解储存容器(1)相对泵高度的液静压 P_{wat} 的大小。计算方式如下:

[0055] $P_m - P_{wat} = P_{hyd}$ 。

[0056] 需要通过测量技术确定储存容器(1)的液静压 P_{wat} 时,存在两种方案:一是使用位

于输送辊轮(4)与储存容器(1)之间的第二压力传感器(11)。二是通过流体输送泵(5)的转矩测量来用测量技术测定压力 P_{wat} 。在第二种情况下,在测定软管区段(7)和仪器(9)中的液静压(P_{hyd})前,需要采用初始测量流程。用清空流体的软管启动泵(5),以便将流体从储存容器(1)输入软管区段(3)。在流体到达输送辊轮(4)或压力传感器(6)之处并且水输入泵(5)与患者(10)之间的软管区段(7)的瞬间,测定压力传感器(6)上的升压。将泵(5)停止并改变输送方向(泵(5)将流体回输至储存容器(1),在泵(5)与患者(10)之间的软管区段(7)中不存在大量流体)。泵(5)的用来将流体从软管区段(7)输入储存容器(1)与泵(5)之间的软管区段(3)所需的马达转矩与压力 P_{wat} 成比例,可以事先通过测量软管区段(3)的所用软管内径来测定比例系数。此举是事先测量相应关联并且在泵(5)启动时根据所识别到的软管组来分配比例系数。可以借助软管组中的RFID芯片来实施识别和数据传输。

[0057] 在一种替代实施方式中,可以根据软管区段(3)的软管内径或由其算出的软管横截面面积以及马达转矩来以数学方式确定压力 P_{wat} 和输送辊轮(4)与储存容器(1)中的液位间的高度:

马达转矩

$$[0058] \quad P_{wat} = \frac{\text{马达转矩}}{\text{输送辊轮(4)的半径} \cdot \text{软管区段(3)中的软管横截面面积}}$$

[0059] 在情况I) b) 和情况II) b) 下,可以对情况I) a) 和情况II) a) 加以变更。首先通过泵(5)来用流体填满泵(5)与患者(10)和仪器(9)之间的软管区段(7),直至传感器(6)上的压力变得静止。将仪器(9)送入患者(10)中的闭合空穴时(参见图4,时间点 t_0),在泵(5)输送流体的情况下(图4,显示流动(体积流量)的曲线 $q = \text{恒量}$),压力进一步增大且并未达到静止值。从这个检测到的压力信号曲线可得出结论:存在情况I) b) 和情况II) b)。在此情况下。液静压 P_{wat} 指的是在时间点 t_0 上传感器(6)上的压力值。

[0060] 使用单向压力传感器时,必须在时间点 t_0 上将泵停止并实施此前结合情况II) , a) 所描述的方法,以便计算出压力 P_{wat} 。

[0061] 在情况I) c) 和情况II) c) 下,一开始无需测定任何值。在使用该设备前以及在需要进行高度测定以便实施补偿前,将出现情况a) 中的情形,因为使用者确信软管已填满并相应实施了高度测定。据信,在正常使用中,情况b) 在情况c) 的后续中是不可能出现的。如果仍然出现这种情况,则将压力降时的初值用作高度差 h_{pat} 。

[0062] 实施例

[0063] 本发明的确定患者(10)与流体输送泵(5)间的高度差 h_{pat} 的方法内容如下:

[0064] 初始情形是提供流体输送泵(5)以及布置在其上的储存容器(1),其中这些装置中的流体连接路径根据应用而布置,但尚未被填满。泵装置已接通且准备就绪,自检测已完成。

[0065] 在第一步骤中,流体输送泵(5)通过连续式流体连接从储存容器(1)输送流体,并在压力传感器(6)发现在此情形下由所输送的水柱引起的压力变化时,停止该输送。这样就能在空的软管(3,7)的前提条件下通过压力传感器测量值来确定以下情形:流体注从储存容器(1)达到流体输送泵(5)且其余被空气填满。

[0066] 如果压力传感器(11)液压地紧挨输送辊轮(4)安装或安装于其上方,则在以下情况下按前述方式停止输送:在这个可选压力传感器(11)上测得的值在进一步处理过程中被保持且无需使得输送辊轮(4)停止工作。

[0067] 在不采用除了图1至3所示压力传感器(6)以外的压力传感器的情况下,使得输送辊轮(4)反向旋转。通过测量从软管区段(3)往储存容器(1)的输送(即反向输送)所需的马达电流来推断出所产生的转矩。借助作为作用力的输送辊轮直径与作为压力值的已知的有效软管横截面面积(作用力/面积)来计算出该转矩,从而得出储存容器(1)中的液位与输送辊轮(4)的液压作用高度间的高度。

[0068] 在输送辊轮(4)上朝储存容器(1)的液压作用高度与输送辊轮(4)上朝患者(10)的液压作用高度之间存在差别,可事先测定该差别。

[0069] 在测定 P_{wat} 或储存容器(1)中的液位与流体输送泵(5)间的高度值后,继续进行软管充填和仪器充填,也就是说,泵(5)进一步将流体输往患者(10)。在软管区段(7)完全填满前持续进行输送。在流体从软管区段(7)的敞开末端或仪器(9)流出的情况下,这一点可从升压的前述减弱上(实施方式)看出或者从以下情况中看出:所输送的体积大于输送区段与出口端之间的软管区段(7)的软管体积(替代实施方式),在此情况下,将充填阶段/输送结束。这一点具体而言表明以下情形:该泵从这个时间点起以恒定的体积流量进行输送,这样就在压力传感器(6)上产生恒定的压力值并相对输送体积对压力曲线进行评价。在一种替代实施方式中,对所输送的体积进行评价并根据输送辊轮(4)的转动和已知的每一转所产生的输送体积来确定所输送的体积。

[0070] 将流体输送泵(5)停止并评价压力传感器(6)的压力值。如果压力值为正,则使用该压力值来确定输送辊轮(4)与患者(10)间的高度,这样就可认定出现了泵(5)位于患者(10)的高度下方的情况。

[0071] 如果压力值为负,则将所测压力值用作 P_{hyd} 或者从中测出高度差 h_{pat} ,这样就可认定出现了泵(5)位于患者(10)的高度上方的情况。

[0072] 如果压力值为0(零),则可认定出现了压力传感器(6)无法测量负值且泵(5)位于患者(10)的高度上方的情况。如果出现这种情况,则使得输送辊轮(4)持续反向旋转并且测量从软管区段(7)输往储存容器(1)(即反向输送)所需的马达电流,并且从中推断出所产生的转矩。借助作为作用力的输送辊轮直径与作为压力值的已知的有效软管横截面面积(作用力/面积)来计算出该转矩,从而得出输送辊轮(4)与患者(10)的高度间的高度。

[0073] 在压力值经过预设时间后并未达到静止值,则可认定出现了出口端位于空穴中的情况。这个预设时间由输送速率和软管横截面面积所决定的软管充填时间(可选地)加上冲掉气泡所需较短时间而产生。在出口端位于空穴中的情况下,根据本发明,对升压进行评价以便测定患者高度 h_{pat} 。通过以下方式进行评价:识别出如图4所示曲线,并且采用时间点 t_0 上针对液静压 P_{wat} 的值或者以据此进行推导的方式确定泵(5)与患者(10)间的高度 h_{pat} 。需要产生流体的恒定体积流量。

[0074] 根据本发明,同样应检查是否存在软管区段(7)或仪器(9)的敞开末端,因为设有带排放阀(8)的连接器,其可以是关闭的,以及,可以在软管上安装夹子。这种方法将压力曲线与所输送的流体体积结合起来观察。在输送某个体积流量且压力达到压力传感器(6)上的恒定值的情况下,可认定出现了软管区段(7)朝环境压力暴露的情况。如果停止输送,则压力下降,压力传感器(6)上的测量值下降。在这些测量值存在于流动曲线和压力曲线的情况下,可认定出现了软管区段(7)的末端朝环境压力暴露的情况。

[0075] 在流动值为零并且压力保持稳定或仅略有下降的情况下,可认定出现了软管区段

(7)的末端朝环境压力封闭的情况。在软管充填刚结束的情况下,可认定出现了以下情况:连接器上的排放阀(8)关闭或者夹子将软管区段(7)断开。出现这种情况时,使用者在进一步使用泵(5)的过程中检查软管充填,亦即,将连接器的排放阀(8)迅速打开和关闭并让流体排出。压力传感器(6)通过打开连接器上的排放阀(8)来检测压力降,从而按规程启动流体输送泵(5)的输送,以便维持预设压力。流体输送泵(5)识别到这种情形,因此,如前所述通过压力传感器(6)或反向输送来测定液静压的压力值,并且大体反推地将启动输送时或阀(8)关闭时的压力值用作值 P_{wat} 或者从中测定患者高度 h_{pat} 。

[0076] 附图标记表

[0077] 出口端表示设置在输送辊轮(4)后的流体管线通向环境压力或通向空穴的过渡部。其可以是软管区段(7)的末端或排放阀(8)的末端或仪器(9)的末端,具体视应用本发明的方法时环境压力所处地点而定。

[0078] h_{pat} -患者高度=输送辊轮(4)与患者(10)间的液压作用高度

[0079] P-压力

[0080] P_m -吸附压力

[0081] P_{cav} -空穴压力

[0082] P_{drv} -输送压力

[0083] P_{hyd} -软管中的流体的液静压

[0084] (1) 储存容器,流体的储存器

[0085] (2) 形成储存容器与软管(3)之间的连接的长钉。

[0086] 通常可以在此安装有用于进行容器更换的夹紧装置。

[0087] (3) 储存容器(1)或长钉(2)与输送辊轮(4)之间的软管组的软管区段,也称流体管线

[0088] (4) 输送辊轮

[0089] (5) 流体输送泵或泵装置或者泵

[0090] (6) 压力传感器-双向方案(测量压力,即使涉及的是相对环境压力的负压力)或者单向方案(只能测量高于环境压力的压力值)

[0091] (7) 位于流体输送泵(5)与连接器(8)或仪器(9)上的接头之间的软管区段,也称流体管线

[0092] (8) 具有排放阀的连接器,可选设置

[0093] (9) 仪器,其被送入需要扩张的空穴且输送流体从其末端流入空穴。通常是套管(=Trokar)与内窥镜或刮刀的组合。

[0094] (10) 患者=手术区=手术区域=空穴=体腔

[0095] (11) 可选的压力传感器,液压方面紧挨着位于输送辊轮(4)上方

[0096] (12) 马达上的电流传感器,该马达使得流体输送泵(5)的输送辊轮(4)进行运动(图中未绘示)。

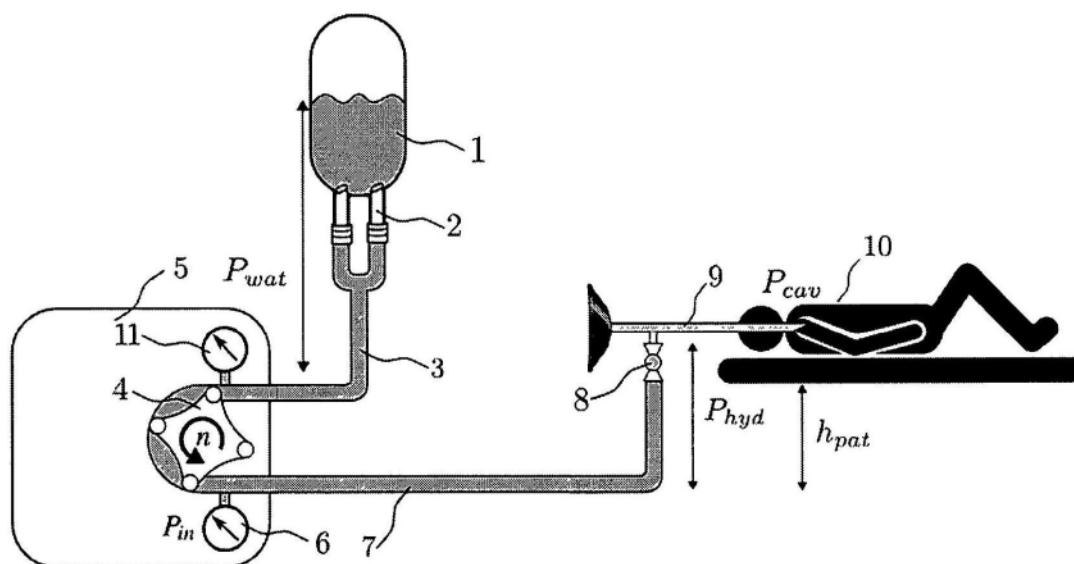


图2

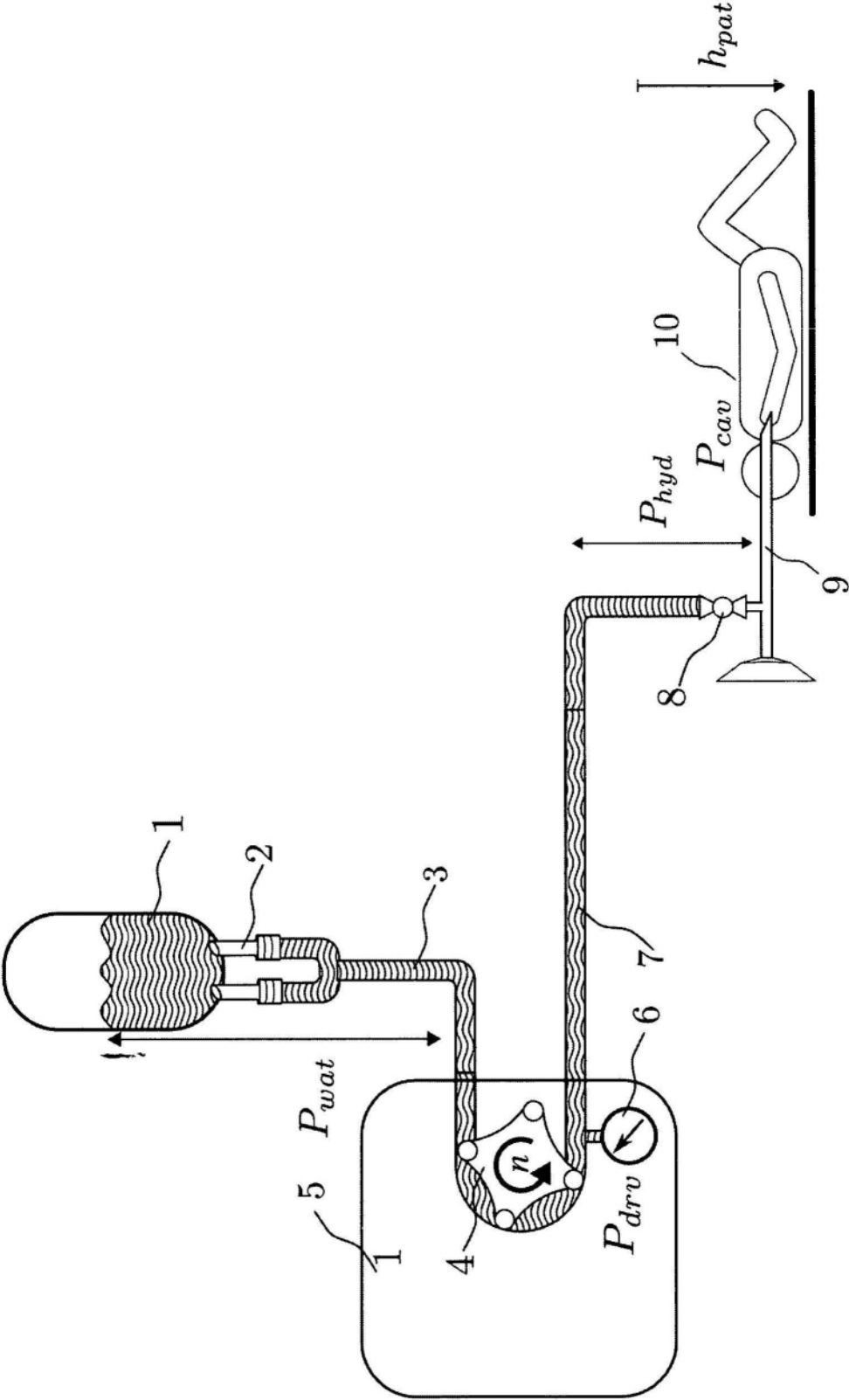


图3

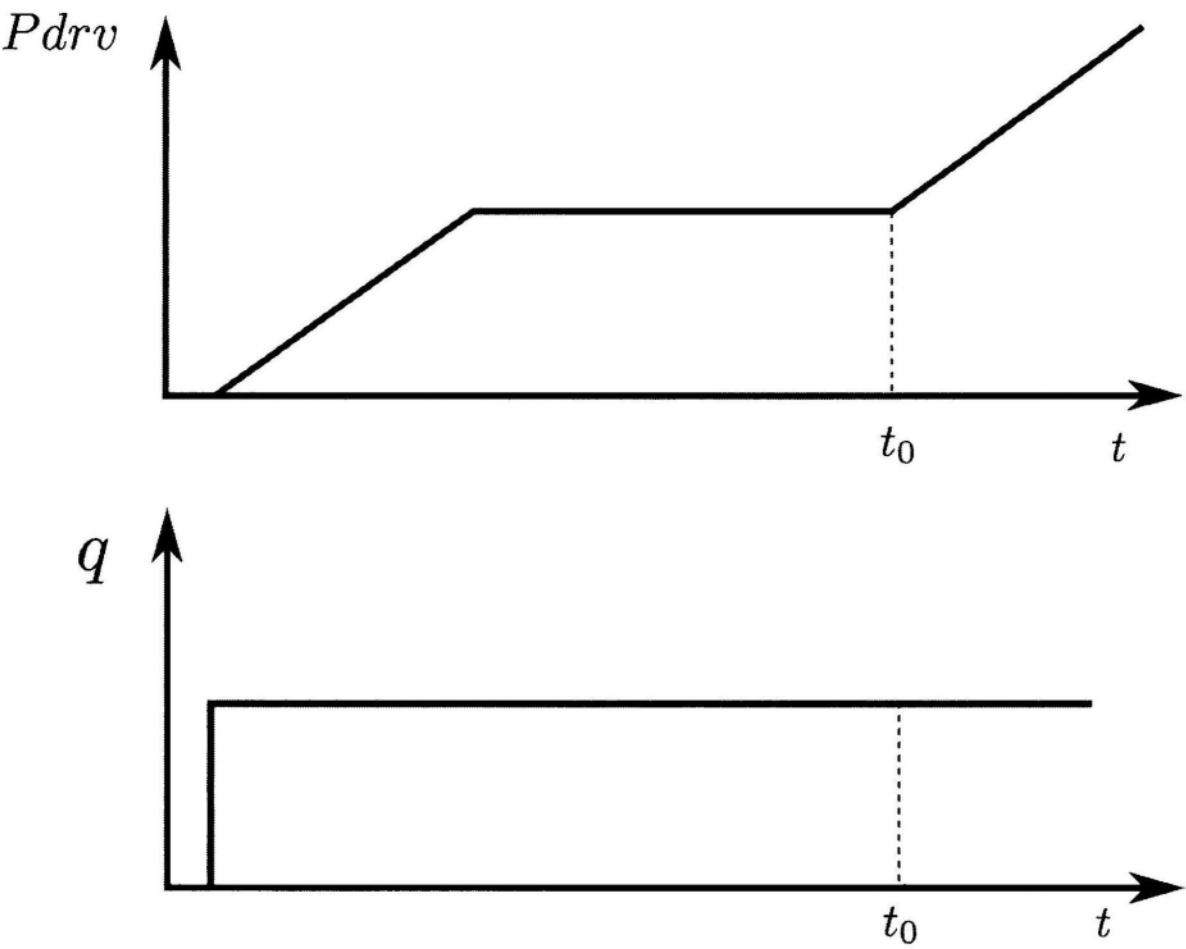


图4