



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106488748 B

(45)授权公告日 2019.12.31

(21)申请号 201580030266.3

(22)申请日 2015.04.10

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 106488748 A

(43)申请公布日 2017.03.08

(30)优先权数据

102014005679.1 2014.04.16 DE

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.12.06

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2015/000756 2015.04.10

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2015/158422 DE 2015.10.22

(73)专利权人 L&R国际有限责任及两合公司

地址 德国新维德

(72)发明人 贡纳·洛斯克

(74)专利代理机构 上海瀚桥专利代理事务所

(普通合伙) 31261

代理人 曹芳玲

(51)Int.Cl.

A61B 17/12(2006.01)

A61M 1/00(2006.01)

(56)对比文件

WO 2013138625 A1, 2013.09.19,

WO 2012123414 A1, 2012.09.20,

CN 203122506 U, 2013.08.14,

CN 2933317 Y, 2007.08.15,

DE 102012023061 A1, 2013.06.13,

DE 102011013743 A1, 2012.09.13,

审查员 杨钊

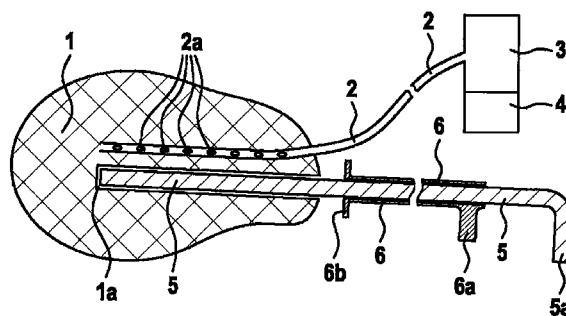
权利要求书1页 说明书8页 附图9页

(54)发明名称

用于子宫内负压治疗的引流系统和负压泵

(57)摘要

产后子宫肌张力不足伴有威胁生命的大出血以及流产或者分娩后的子宫内膜感染可以使用负压治疗进行处理。尚不存在适合子宫内治疗的引流系统或者负压泵。目前也无负压治疗在子宫内治疗应用方面的说明。本发明涉及一种可用于子宫内治疗的引流物和电子负压泵。开孔的流体收集元件(1)通过软管状流体连接元件(2)以可传输流体的方式经由分泌物接收容器(3)和电动负压泵(4)相连。为了经阴道置入,流体收集体(1)具有圆柱状腔体(1a),在该腔体中插入有导向棒(5),推杆套管(6)可在该导向棒上移动。在置入子宫后,在引流物处以分娩镇痛或者产后收缩样式施加负压。对于产后子宫肌张力不足,本发明通过子宫内负压使子宫收缩,模仿和诱导子宫自行收缩,从而实现需要的止血作用。在子宫内膜感染时,本疗法用于伤口愈合。



1. 用于子宫内负压治疗的引流物，

该引流物包括开孔且和至少一个流体连接元件相连的流体收集元件，所述流体收集元件沿其纵向轴或者平行于纵向轴具有一个圆柱形管状的腔体，所述腔体在近侧末端包含进入开口，在所述腔体中插入有经阴道置入的可移除的导向棒或者内窥镜；

该引流物以可传输流体的方式和电子负压泵相连，所述负压泵对子宫内壁生成近似于分娩阵痛或产后子宫收缩子宫内负压样式，

在所述导向棒上存在独立的可移动的推杆套管，在所述推杆套管的远侧末端成漏斗状扩展和/或在所述推杆套管的远侧末端结束于垫圈板。

2. 根据权利要求1所述用于子宫内负压治疗的引流物，其特征在于，

所述流体收集元件包括一种开孔聚氨酯海绵或一种开孔薄膜或者不同开孔材料的组合，所述开孔具有100 μ m至2000 μ m的开孔尺寸，所述流体收集元件沿横向轴直径为1cm至15cm，沿纵向轴长度为2cm至30cm。

3. 根据权利要求1所述用于子宫内负压治疗的引流物，其特征在于，

所述流体收集元件用作子宫内药物载体和/或配备局部止血药物。

4. 根据上述权利要求1至3中任意一项所述用于子宫内负压治疗的引流物，其特征在于，

所述流体收集元件在20 mmHg至200 mmHg的真空下具有10%至90%的压缩稳定性。

5. 根据上述权利要求1至3中任意一项所述用于子宫内负压治疗的引流物，其特征在于，

所述流体连接元件包括耐负压软管，所述软管为透明状，且具有2mm至20mm的直径以及30cm至120cm的长度，并沿所述流体收集元件的纵向轴或者平行于其纵向轴或者成套圈状或者成分支状插入该流体收集元件中。

6. 根据上述权利要求1至3中任意一项所述用于子宫内负压治疗的引流物，其特征在于，

所述导向棒由塑料或者金属制成，长度20cm至120cm，直径2mm至25mm，或者使用内窥镜作为所述导向棒。

7. 根据上述权利要求1至3中任意一项所述用于子宫内负压治疗的引流物，其特征在于，

所述负压泵能形成20mmHg至200mmHg的负压，且能生成持续的或间歇的或波动的或锯齿状的特殊抽吸样式。

8. 根据上述权利要求1至3中任意一项所述用于子宫内负压治疗的引流物，其特征在于，

所述负压泵在吸力下降至死体积为100至500ml时在低于2s的极短时间间隔内生成最大负压峰值或者在10至120s的时间间隔内持续上升至最大负压。

9. 根据上述权利要求1至3中任意一项所述用于子宫内负压治疗的引流物，其特征在于，

所述负压泵配备有控制单元，所述控制单元自动处理用于子宫内负压治疗的引流物的流体传输系统中测量传感器的负压测量信号和/或子宫肌肉收缩势能，并对负压和/或抽吸样式进行调节和/或同步于子宫收缩调整负压和/或针对子宫收缩同步负压的生成过程。

用于子宫内负压治疗的引流系统和负压泵

背景技术

[0001] 负压治疗(真空治疗、真空海绵治疗、低压治疗)用于治疗外部伤口。在伤口处敷上开孔的聚氨酯海绵或者开孔的伤口敷料(例如:棉纱布)并通过薄膜进行密封。接着,在包扎处使用真空形成系统(例如电子负压泵)施加负压。通过该方式,在数天内对伤口分泌物和水肿持续进行抽吸,由此受感染伤口得以清洁。改善血液流动,并刺激伤面的肉芽形成。其目标在于,形成稳定的二次伤口状况,从而促进伤口愈合。可以配备抗菌的开孔伤口填充物。除了进行密封,也可以对包扎处进行控制性冲洗。对此,使用特殊的抽吸泵,该抽吸泵既可以抽吸,也可以使用冲洗溶液进行冲洗。

[0002] 该治疗原理也可以用于内镜下治疗直肠或者食道的吻合口瘘。

[0003] 同时,本治疗方法在腹腔领域也可以用于治疗腹膜炎。对此可以使用开孔的特殊薄膜,并在薄膜处施加负压。同样地,也存在特殊的创伤膏药绷带,并在绷带处施加负压。

[0004] 尚无适合子宫内治疗的专用真空包扎或引流系统。尚无真空治疗在子宫内应用的出版物或者其他科学文献。

发明内容

[0005] 本发明涉及一种可用于子宫内真空治疗(NPWT,负压创面治疗)的引流物和电子负压泵。

[0006] 在下文中将对前提条件和临床问题表现进行说明,从中可以推导出本发明涉及的实施例。

[0007] 子宫肌张力不足,子宫产后出血:

[0008] 在妊娠期,不管是坚韧的子宫肌层、胎盘以及婴儿和胎盘所在的子宫腔均在生长。在分娩后,胎盘从子宫腔内脱落,并形成巨大的子宫内创面。在正常情况下,创面的血管通过子宫的收缩以及在激素的影响下封闭,分娩出血停止。在子宫收缩无力的情况下可能导致所谓的肌张力减退,并伴有严重的出血并发症,直至发生患者因大出血而死亡。传统的治疗方法为人工压迫并使用激素药物刺激子宫收缩。刺激子宫的肌肉组织自行收缩。在治疗失败以及出血不止时,最后的治疗手段是在紧急情况下手术摘除出血子宫,以挽救母亲的生命。

[0009] 子宫内膜炎,分娩、流产或者妊娠中止后感染:

[0010] 在妊娠期内可能会出现子宫腔感染,并伴有羊水、胎盘和婴儿感染。婴儿可能在子宫内死亡。通过子宫腔,细菌和内毒素可能会进入母体的血液循环,进而导致母亲发生系统性感染。子宫内局部存在子宫内膜炎症,即子宫内膜炎。

[0011] 在每次流产和妊娠中止后,可能因子宫的内部创面导致患者感染。其治疗方法为抗生素治疗和刮宫。此外,可能会出现子宫壁的透壁性损伤(医源性或者分娩性)。

[0012] 总之,在妊娠过程中出现的可以使用真空治疗原理的两个主要问题为:子宫内出血和感染。

[0013] 流体连接元件

[0014] 开孔的流体收集元件与至少一个流体连接元件进行流体输送连接。可以输送液体和/或气体。流体连接元件包括引流管,该引流管通过其远侧末端利用流体输送穿孔和流体收集元件固定相连。通过缝合和/或粘贴和/或其他固定方式对其进行安装。流体连接元件位于纵向轴或者平行于纵向轴。流体连接元件在流体收集元件内设有多个枝桠状分支,该分支可连接至收集元件的任意位置。所述分支为T形件。尤其是,流体连接元件在流体收集元件中成环状流体。可以是流体连接元件从近端进入,成环状经过本体,并从近端送出。比较有利的方式是,进入和送出的流体连接元件成Y状以流体传输的方式相互连接在一起。流体收集元件中分支状和/或环状和/或蛇行状和/或弧形和/或螺旋状走向的流体连接元件的优点在于,通过其走向已经在流体收集元件中进行了足够的固定,不需要额外进行缝合或者粘贴。流体连接元件可以具有不同的通量。可以通过分支连接至流体收集元件的表面,同时也可以用于冲洗表面和/或本体。

[0015] 流体连接元件通过其近侧末端也可以连接真空形成系统。该真空形成系统尤其包括真空泵,通过该真空泵形成20至200mmHg的负压。其连接软管为耐负压结构。连接软管优选为透明状。其直径优选为2mm至20mm,长度优先为30cm至120cm。

[0016] 流体收集元件

[0017] 流体收集元件优选包括开孔状聚氨酯海绵体。也可以使用其他的具有开孔流体收集性能的其他材料制成。流体收集元件可包括一种和/或多种塑料。流体收集元件也可以包括不同开孔材料的组合,尤其是包括一种开孔海绵和一种开孔薄膜。开孔尺寸优选介于100 μm 和2000 μm 之间。

[0018] 流体收集元件可以具有任意本体形状。本体形状优选模仿子宫的梨形。本体形状也可以优选圆柱状。本体形状还可以优选为蛋形。本体的尺寸针对根据妊娠进展变化的子宫腔尺寸进行调整。流体收集元件的尺寸可多级调整。本体的横向直径沿横向轴测量优选为1cm至15cm。本体的长度沿纵向轴优选为2cm至30cm。流体收集元件在尺寸方面可以进行切割。流体收集元件在确定尺寸时应使得该流体收集元件可以完整插入子宫内。

[0019] 本发明应用于子宫内。流体收集元件经阴道由打开的子宫颈被插入子宫腔内。子宫颈在需要时可进行扩张。在分娩后,子宫颈打开,由此其具有足够的宽度。在该情况下不需要进行扩张。在将其置于子宫内后,在流体连接元件上施加负压。子宫在吸力下收缩,并吸附在流体收集元件上。

[0020] 由此可以以机械方式刺激肌张力不足的子宫自行收缩。通过施加的负压诱导子宫收缩,并对自体止血机制提供辅助。如果在流体收集元件上施加负压,子宫内壁会被吸附并紧贴流体收集元件的开孔表面。同时,使阴道和外界相连并使空气被吸入的子宫颈紧贴流体收集本体。通过对组织进行抽吸,可以形成一个在其中产生负压的间隔区域。

[0021] 如果流体收集元件伸入阴道内,空气可以从外部通过阴道口被吸入,并阻止在子宫内形成抽吸结构。可以额外借助阴道栓塞对阴道进行密封,该阴道栓塞通过穿孔利用引流软管进行输送,或者借助不可传输流体的阴道塞进行其他方式的阴道密封。由此在阴道内存在一所谓的塞状物,该密封塞对流体收集元件进行密封。

[0022] 流体收集元件的近侧末端也可以为不可传输流体的结构,以便在置于阴道内后改善对阴道的密封。同时,在流体收集元件上的出口位置流体连接元件成球状膨胀,即形成有助于阴道密封的塞子或者塞状物,由此可以避免空气被吸入。

[0023] 在真空治疗过程中,既可以通过负压施加一远离创面的吸力,也可以通过被抽吸的流体收集元件施加一朝向创面的压力。向创面施加的压力取决于负压的大小。同时,该压力也取决于收集元件对创面的填充程度以及流体收集元件的可压缩性。子宫腔的内腔通过流体收集元件填充越多,内部创面和流体收集元件的接触越多。因此,通过流体收集元件对内部进行填充,接着额外施加负压。也可以置入多个单独的流体收集元件。额外置入的元件不需要单独配备流体连接元件。如果通过表面和被施加负压的其他元件形成直接的流体传输接触,通过其开孔表面足够在元件处形成真空。子宫腔的内腔置入越多的流体收集元件,直接受到吸力作用的内部创面越大。如果将体积明显较小的流体收集元件置入子宫腔内,则和流体收集元件形成的直接接触较小。流体收集元件被压缩的越小,在形成真空的过程中对被抽吸创面的压力越大。

[0024] 在子宫内真空治疗过程中,机械施加压力的效果被用于止血。一方面,子宫壁被吸向流体收集元件,并围绕流体收集元件进行收缩,另一方面,通过负压从内部向子宫壁施加机械压力。施加的负压越大,内壁受到的压力作用越大。子宫腔被填充得越多,内壁所受到的压力作用越大。

[0025] 开孔的流体收集体可以为柔软或者较硬状态,且可以在负压下被压缩。流体收集体在负压下可以保持其形态,即具有真空稳定性。真空稳定性的大小可以以其与原流体收集本体的百分比进行表示。真空稳定性为100%是指:流体收集体在负压下不变形。负压稳定性为50%是指:在负压下,流体收集体缩小一半,以此类推。真空稳定性的数据应适用于施加的-20至-200mmHg的负压。与之类似,真空稳定性也可以通过可压缩性数值进行表示。

[0026] 流体收集元件压缩稳定性越高,在子宫内壁上施加的压力越大。对于内部填充可以以手术的方法实施,也可以通过腹壁利用外部压力实施额外的压缩,从而对止血提供辅助。尤其是,对于流体收集元件而言,在吸力介于20至200mmHg时,其压缩稳定性为起始体积的10-90%。这意味着,在上述负压下,流体收集元件的体积缩小至原始体积的10-90%。

[0027] 流体收集元件可用作药物载体。尤其是,流体收集元件可配备止血药物。止血药物可以涂覆于流体收集元件的表面,且和内部创面直接接触。止血药物可以含矿物。止血药物可以以粉末和/或液体和/或海绵和/或纱布和/或软膏的形式涂覆于流体收集元件上。同时,止血药物也可以以粉末的形式在置入流体收集元件前喷洒在子宫腔内。尤其是,止血药物在置入流体收集元件前通过内窥镜置入子宫腔内。所述药物可以通过内窥镜的工作管道置入。止血药物可以以注射或者喷洒的形式进行给药。也可以通过超压注入止血药物。

[0028] 止血药物可以通过额外的输送液体和/或气体的连接元件(优选为软管状,且位于流体收集元件内)送入子宫腔内。尤其是,止血药物可以有针对性地通过包裹流体收集元件并形成流体收集元件本体表面开孔和/或一侧开孔的薄膜进行给药。在流体收集元件主体表面开孔和/或一侧开孔的薄膜具有至少一个额外的流体连接元件,通过该流体连接元件输送止血药物。薄膜作为药物载体或者输送介质的优点在于,药物仅分布在薄膜的表面和/或内部。由此可以在内部创面上有针对性地投放药物。止血药物可以包括酶、矿物、凝结因子、激素。尤其是所述药物可以包括沸石、微孔结晶硅酸铝或者壳多糖和/或脱乙酰壳多糖-生物聚合物或者硅酸铝近晶体或者硅酸铝高岭土或者血浆蛋白质。

[0029] 导向棒和套管

[0030] 流体收集元件借助导向棒经阴道进行置入。导向棒由金属或者塑料制成,长度

20cm至120cm,直径2mm至25mm。在近侧末端,导向棒配备有手柄。在远侧末端,导向棒末端磨钝或者磨圆。其远侧末端为扩张为印章(stamp)状。尤其是,导向棒在其远侧末端较柔软可弯折和/或者可弯曲,其结构不会导致外伤。导向棒可以根据分娩通道和子宫的自然走向进行调整和弯曲。

[0031] 导向棒插入流体收集元件中。流体收集元件沿其纵向轴或者平行于纵向轴具有一个圆柱形管状用于容纳导向棒的腔体。腔体的直径适应于导向棒的直径。腔体直径稍小于导向棒的直径,以便导向棒被夹紧在腔体中,并由此得到固定。管状腔体在流体收集元件中的末端为盲孔结构。导向棒插入至末端位置。

[0032] 用于容纳导向棒的圆柱状凹槽可以由一个内置于流体收集元件中的管件制成。该管件可在远侧末端为盲孔封闭状。该管件也可在流体收集元件的整个纵向轴上延伸,两侧为开口状。该管件可由塑料制成。该管件可在近侧末端为漏斗状造型,并和流体收集元件齐平密封或者从流体收集元件中伸出。管件穿刺后可传输流体。

[0033] 管件或者管状腔体结束于流体收集元件的远侧末端。对此,在推进流体收集元件时可以降低子宫的穿孔风险。

[0034] 管状腔体在流体收集元件的整个纵向轴上延伸,且在流体收集元件的近侧末端具有进入开口,在其远侧末端具有伸出开口。在该情况下,流体收集元件可以在导向棒上来回移动。在置入流体收集元件时,首先将导向棒经阴道插入子宫腔内,然后将导向棒上的收集元件向远端经阴道插入子宫腔内。

[0035] 施加吸力,并移除导向棒。导向棒可以在中间位置具有一垫圈状凸起。如果导向棒被插入流体收集元件中,流体收集元件的近侧末端被垫圈状突起限位,由此被导向棒的远端和垫圈状凸起一起向前推进。垫圈状突起可以在导向棒上向远端移动。该垫圈状突起和另一个推动棒相连,该推动棒内置于导向棒中且在导向棒的纵向槽中来回移动。在导向棒回拉过程中,也就是说从流体收集元件中移除时,垫圈状突起同时向前移动,以便流体收集元件在移除导向棒的过程中留在原位。

[0036] 导向棒配备有推杆套管,该套管同样由塑料或者金属制成。推杆可以是一个在远侧末端和近侧末端带开口的管件。套管具有比导向棒稍大的直径。在远侧末端,所述套管为印章状。该套管优选由用于在远侧末端推动移动流体收集元件的垫圈进行封闭。该套管在远侧末端为漏斗状。套管推动流体收集元件的近侧末端进行定位。套管可在导向棒上移动。通过在导向棒上移动的套管,流体收集元件被向远端移动进行定位。如果导向棒被移除,套管将流体收集元件固定在定位位置。套管既可以用于流体收集元件中具有盲孔末端的管道状腔体,也可以用于两端开口的腔体。套管的直径为3mm至25mm。垫圈状密封件直径最大为5cm。套管长度为20cm至80cm。套管在近侧末端具有一导向手柄。

[0037] 尤其可将内窥镜用作导向棒。推杆在内窥镜上沿纵向轴移动和滑动。通过内窥镜的工作管道,止血药物在引流物定位前被局部给药至伤口腔内。可使用传统的胃窥镜和结肠镜作为导向棒。

[0038] 负压泵

[0039] 和感染伤口的真空治疗不同的是,在子宫肌张力不足时,子宫内真空治疗主要针对数分钟或者数小时的短期治疗进行设计。治疗过程可以中断,在需要时可以重新开始。

[0040] 子宫内治疗的负压尤其由电子负压泵生成。该负压泵以可输送流体的方式和至少

一个分泌物接收容器相连。接收容器的体积优选为100至1000ml。

[0041] 负压的施加可以持续,也可以断续进行。真空泵生成专门的抽吸样式。对此,负压泵配备有控制器,该控制器通过显示屏进行操作。负压泵通过压力传感器持续测量负压传导系统中的负压值,并和流体连接元件以可流体输送流体的方式相连。负压泵也可以通过内置于流体连接元件或者流体收集元件中的电子测量传感器向控制元件反馈信息。负压泵通过控制元件根据控制单元中的预先设定持续地自动调节负压。

[0042] 同时子宫的自行收缩样式也可以反馈给控制单元。负压泵的抽吸样式可以根据子宫的自行收缩样式进行调整,并对其进行加强。对此,子宫的直接电子控制和/或肌电图和/或声音传输信号通过测量传感器进行传输,该信号被反馈给控制单元。子宫壁的收缩可以通过紧贴子宫壁内侧或者外侧的接触电极进行传输。自行收缩样式自动调整。负压填充物通过和机械子宫起搏器一样的方式进行工作,并对其自行收缩能力提供辅助和加强。负压样式可以和子宫的收缩同步。

[0043] 通过控制器可以对负压值进行个性化的调节。可以控制负压持续时间和负压暂停时间。也可以调节最小负压、最大负压以及负压值的层级变化。同时,还可以调节负压生成的上升和下降曲线和/或速度。此外也可以对个性化的压力曲线进行调节。尤其是,可以通过电子控制的真空泵生成模仿子宫自然收缩的阵痛状抽吸样式。尤其是,阵痛状抽吸曲线可以具有包含10s至120s抽吸时间以及10-120s抽吸中断暂停的主动负压阶段。尤其是,抽吸曲线可以在基础负压和峰值负压之间波动。同时也可以围绕平均负压波动变化。基础负压可以让吸力完全下降至0mmHg。

[0044] 尤其是,基础负压也可以不是0mmHg的负压,而是持续低于0mmHg,从而在治疗过程中对内部创面持续施加负压。除了持续的基础负压,也可以施加含或者不含暂停的阵痛状和/或正弦波形和/或锯齿状和/或起伏波状的补充负压。对于波动压力曲线而言,始终在内部创面施加一负压。该基础负压优选介于-5至-100mmHg之间。通过所述包含补充增强型阵痛状收缩的负压曲线可以模拟止血所需的产后收缩。补充阵痛状产后收缩可以在负压泵的持续抽吸下结合激素药物以电动起搏器脉冲的形式传递至子宫肌肉。

[0045] 收缩样式通过吸力传递至子宫壁。尤其是,该收缩样式成波浪状。尤其是也可以伴有正弦曲线的钟形曲线。

[0046] 负压泵也可以生成锯齿状收缩样式。负压泵在吸力下降至死体积为100至1000ml时在低于2s的极短时间间隔内生成最大负压峰值。尤其是,在死体积为200至500ml时可在低于2s的时间间隔内生成负压峰值。压力下降至基础负压应在较长的时间间隔内进行。该间隔介于10至120s之间。反之,吸力的建立在10s至120s的时间间隔内逐步进行,而下降至基础值的吸力下降过程在2s至5s的间隔内快速完成。

[0047] 尤其是,应在10s至120s的时间间隔内生成负压。压力曲线可以进行个性化的调节。既可以对负压不得低于的基础负压值进行个性化的确定并通过压力泵的输入模块进行调节,也可以对基础压力和/或峰值压力的时间曲线和时间,和/或压力曲线的层及变化,和/或负压建立和/或下降的速度,和/或压力平稳期和/或暂停的时间进行个性化的确定并通过压力泵的输入模块进行调节。

[0048] 子宫肌张力不足的真空治疗主要用于消除子宫肌张力不足,并以机械的方式通过内部负压使得子宫主动进行收缩,由此诱导或者辅助自体止血。若该机制奏效,也可尽早移

除流体收集元件。与该短时治疗方法不同,用于处理感染伤口的真空治疗通常需应用数天并在多日间隔内多次更换。肌张力不足的真空治疗也可能应用数天,在更换时不断缩小海绵,并适应于子宫腔的大小进行调整。在发生肌张力不足时,本真空治疗方法作为紧急措施通过全新的治疗方案用于收缩子宫。

[0049] 本真空治疗也可以在子宫感染时实施。本真空治疗尤其可以用于治疗产后、流产或者中止妊娠后出现的子宫内膜炎。

[0050] 本发明的上述实施例也适用于类似情况。治疗并非在数小时的短时间内实施,而是实施数天。引流物在数天后进行更换。流体收集元件的尺寸适用于子宫腔的大小进行调整。在需要时,对作为进入子宫腔的通道的子宫颈进行扩张。同时,通过电子泵系统生成真空。使用-20至-200mmHg的负压。优选使用持续抽吸。也可使用间歇性抽吸。间歇性抽吸可以模拟阵痛节律。也可使用如上文所述的压力样式。引流物以内窥镜置入技术进行定位。

[0051] 其他适应症也包括子宫穿孔或者破裂。此外还包括子宫壁缺损。通过在子宫内施加负压可以对缺损进行密封、牵引和粘贴。

附图说明

[0052] 在下文中,本发明根据附图对实施例进行说明。

[0053] 图1a示出了梨形流体收集元件(1)的俯视图。该流体收集元件以可流体输送流体的方式和软管状流体连接元件(2)相连,流体连接元件以可流体输送流体的方式和分泌物收集容器(3)以及负压生成泵(4)相连。在流体收集元件(1)中插入有带手柄(5a)的导向棒(5),导向棒位于可在导向棒上移动的套管(6)内,该套管在近侧末端具有手柄(6a),在远侧末端结束于用于推进流体收集元件(1)的垫圈状板(6b)处。

[0054] 图1b如图1a一样示出了梨形的流体收集元件(1)的俯视图。该流体收集元件以可流体输送流体的方式和软管状流体连接元件(2)相连,流体连接元件以可流体输送流体的方式和分泌物收集容器(3)以及负压生成泵(4)相连。在流体收集元件(1)中插入有内窥镜(11)。内窥镜(11)从流体收集元件(1)的进入开口(1b)进入,从伸出开口(1c)伸出。内窥镜(11)位于可在内窥镜上移动的套管(6)中,该内窥镜在近侧末端具有手柄(6a),在远侧末端结束于用于推进流体收集元件(1)的垫圈状板(6b)处。流体收集元件在内窥镜(11)上移动。

[0055] 图2a示出了图1a的纵截面。梨形的流体收集元件(1)和软管状流体连接元件(2)相连。在远侧末端,流体连接元件配备有侧面穿孔(2a)。流体连接元件(2)以可流体输送流体的方式和分泌物收集容器(3)以及负压生成泵(4)相连。在流体收集元件(1)中存在沿纵向的圆柱状凹槽(1a),具有手柄(5a)的导向棒(5)插入该凹槽中,导向棒位于可在导向棒上移动的套管(6)内,该套管在近侧末端具有手柄(6a),在远侧末端结束于用于推进流体收集元件(1)的垫圈状板(6b)处。

[0056] 图2b示出了图1b的纵截面。梨形的流体收集元件(1)和软管状流体连接元件(2)相连。在远侧末端,流体连接元件配备有侧面穿孔(2a)。流体连接元件(2)以可流体输送流体的方式和分泌物收集容器(3)以及负压生成泵(4)相连。在流体收集元件(1)中存在沿纵向的圆柱状凹槽(1a),内窥镜(11)从进入开口(1b)引入凹槽(1a)中,并从伸出开口(1c)伸出。在内窥镜(11)上存在一可在内窥镜上移动的套管(6),该套管在近侧末端具有手柄(6a),在远侧末端结束于用于推进流体收集元件(1)的垫圈状板(6b)处。

[0057] 图3a示出了图1a的横截面。此处可以看出流体收集元件(1)具有圆柱状凹槽(1a)的
本体。在凹槽(1a)中插入有导向棒(5)。标号(2)所示为软管状流体连接元件。

[0058] 图3b示出了具有用于导向棒的圆柱状腔体(1a)的流体收集体(1)的纵截面。在流
体收集元件(1)中为具有穿孔(2a)的软管状流体连接元件(2)。流体连接元件具有多个枝桠
状分支(2b)。

[0059] 图3c示出了具有软管状流体连接元件(2)(含穿孔(2a))的流体收集体(1)的纵截
面,该流体连接元件具有T形件状的分支(2c)。

[0060] 图3d示出了具有软管状流体连接元件(2)(含穿孔(2a))的流体收集体(1)的纵截
面,套圈(2d)置于流体收集体中。通过进入和伸出流体收集元件的端口(2e)接合于Y状
(2f)。

[0061] 图4示出了具有不同套管(6)的导向棒(5)。导向棒(5)具有手柄(5a)。套管在远侧
末端通过垫圈(6b)封闭。导向棒(5)在远侧末端为降低穿孔风险扩张为印章(stamp)状
(5b)。

[0062] 图5示出了女性下腹的纵截面。子宫(U)在分娩后较大且肌肉较厚。经由阴道(V),
流体收集元件(1)通过弯曲以及适应于进入通道的自然曲线进行调整的导向棒(5)被导入。
导向棒具有手柄(5a)。流体收集元件(1)以可传输流体的方式和软管状流体连接元件(2)相
连,该流体连接元件和分泌物接收容器(3)和负压泵(4)相连。尚未施加负压。

[0063] 图6和图5一样示出了女性下腹的纵截面。导向棒被移除。负压泵(4)在分泌物接收
容器(3)中生成真空。该分泌物接收容器以可传输流体的方式和流体连接元件(2)相连。真
空状态被传递至流体收集元件(1)。子宫(U)通过其内壁吸附在流体收集元件(1)上,子宫在
吸力下收缩。也可以在抽吸子宫(U)后通过负压泵(4)生成特殊的负压样式,并传递给子宫
壁。阴道(V)。

[0064] 图6a和图6一样示出了女性下腹的纵截面。在图6的基础上,在阴道内插入一阴道
栓塞(12)改善其密封性。导向棒被移除。负压泵在分泌物接收容器(3)中生成真空。该分泌
物接收容器以可传输流体的方式和流体连接元件(2)相连。真空状态被传递至流体收集元
件(1)。子宫(U)通过其内壁吸附在流体收集元件(1)上,子宫在吸力下收缩。通过负压泵(4)
也可以在抽吸子宫(U)后生成特殊的负压样式,并传递给子宫壁。阴道(V)。

[0065] 图7示出了一种由负压泵生成的模仿阵痛样式的负压样式。在本实施例中,钟形
的重复负压曲线(7a)持续大约90s,暂停大约40s。最大负压为-100mmHg。暂停期间引流物内无
负压。

[0066] 图8示出了一种由负压泵生成的模仿阵痛样式的负压样式。在本实施例中,钟形
的重复负压曲线(7b)持续大约90s,暂停大约40s。最大负压为-150mmHg。在暂停期间不超过其
平台值且表示基础负压的最小负压为-50mmHg。这意味着,在该样式中始终在引流物上施加
负压。

[0067] 图9示出了一种由负压泵生成的负压样式,且具有波动的负压曲线(7c)。在所示实
施例中,最高和最低负压围绕100mmHg的平均负压(8)波动。

[0068] 图10示出了一种由负压泵生成的锯齿状负压曲线(7d)。在2s内生成200mmHg的负
压,然后负压在8s内下降至0mmHg。

[0069] 图11示出了一种由负压泵生成的锯齿状负压曲线(7e)。在8s内生成200mmHg的负

压,然后负压在2s内下降至0mmHg。

[0070] 图12示出了一种含-50mmHg分娩暂停平台以及-150mmHg最大负压的分娩状负压曲线(10)。该负压曲线和推导出的分娩动作(9)同步。负压泵接收子宫收缩(9)的信号,并对负压泵的曲线进行同步。分娩动作可以由肌电图推导,并以控制信号的形式传递给负压泵。

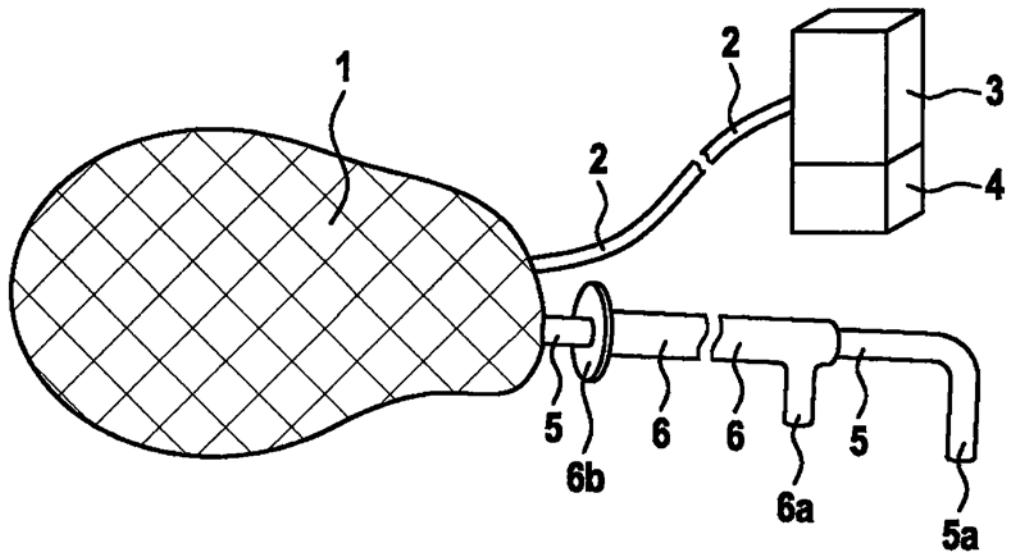


图1a

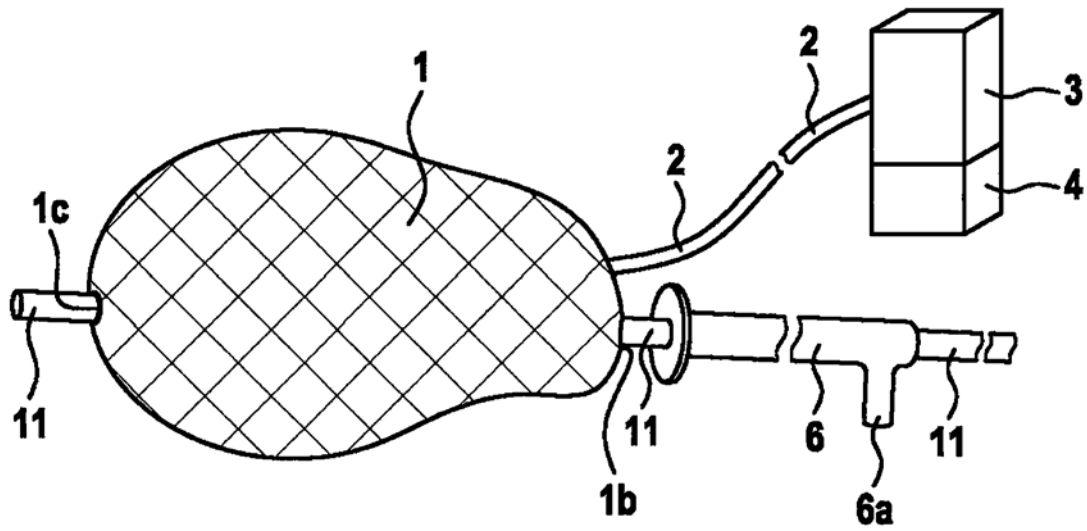


图1b

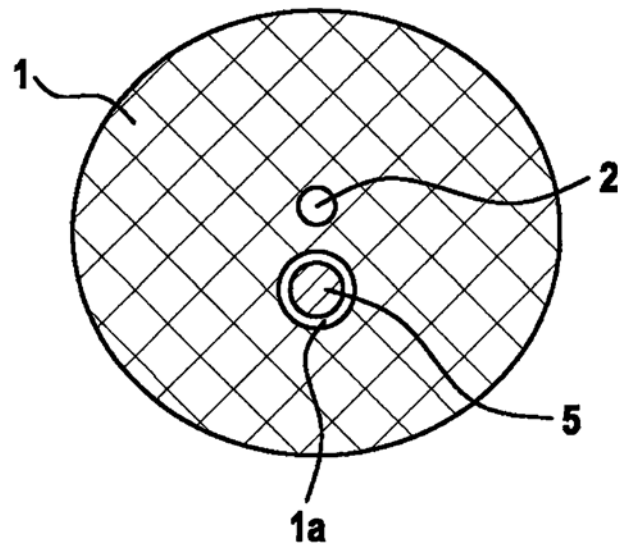


图3a

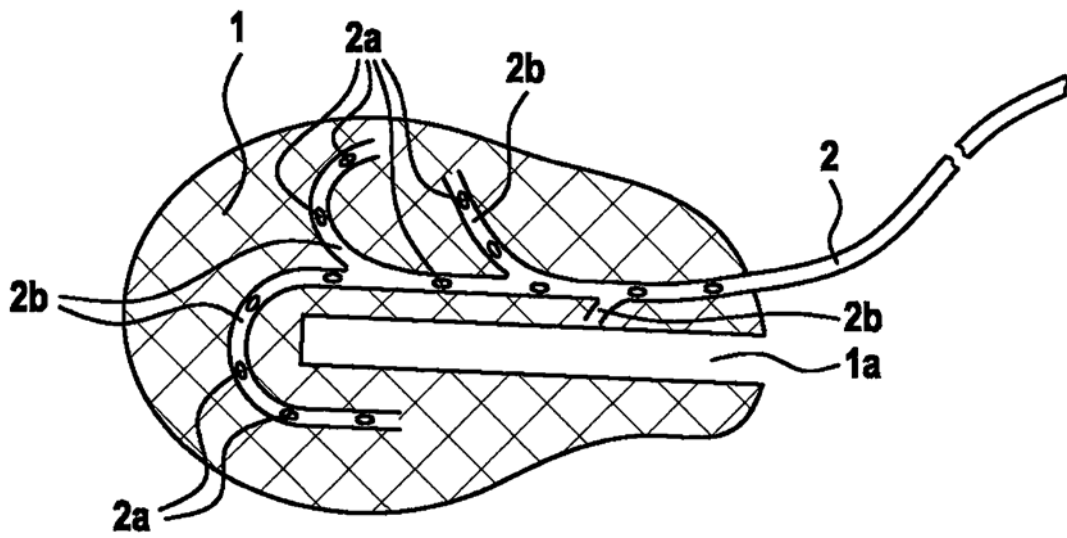


图3b

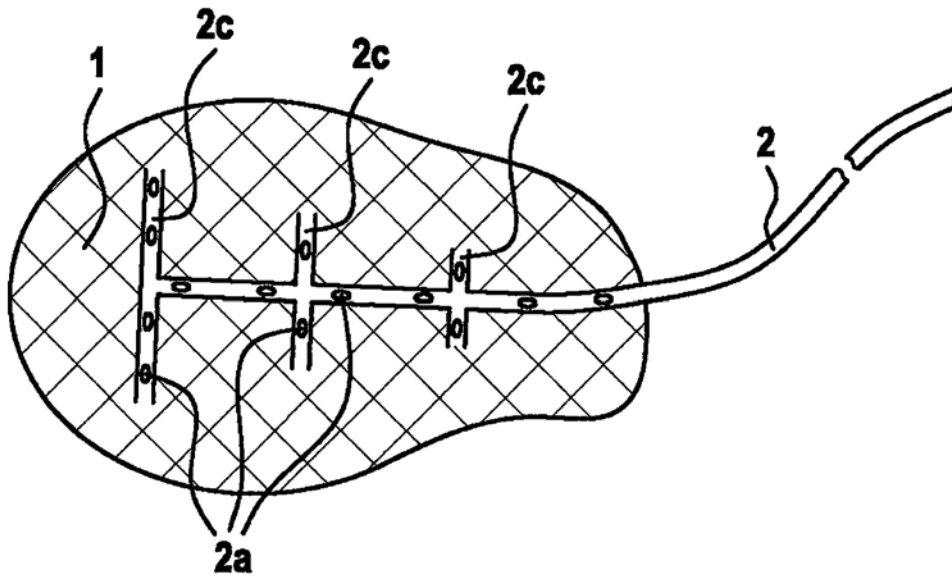


图3c

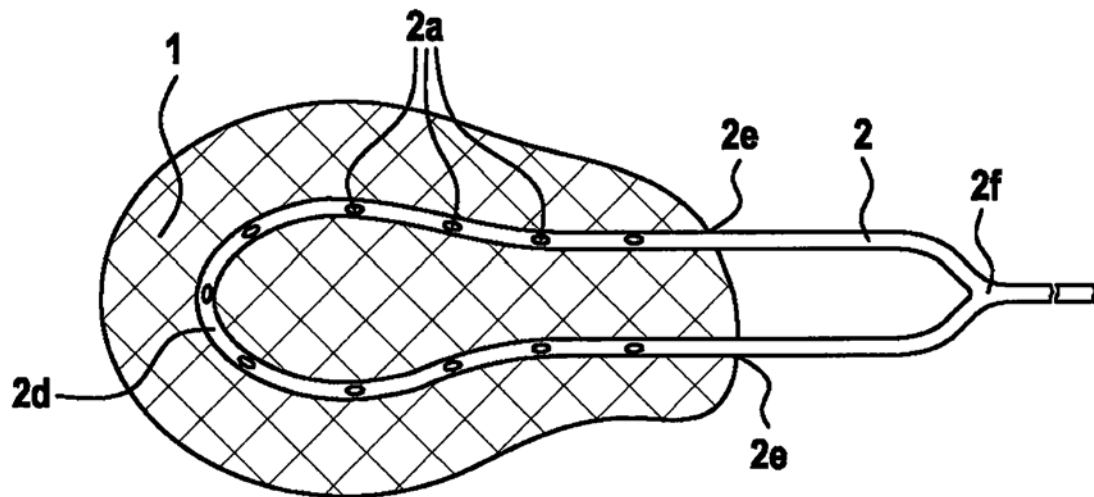


图3d

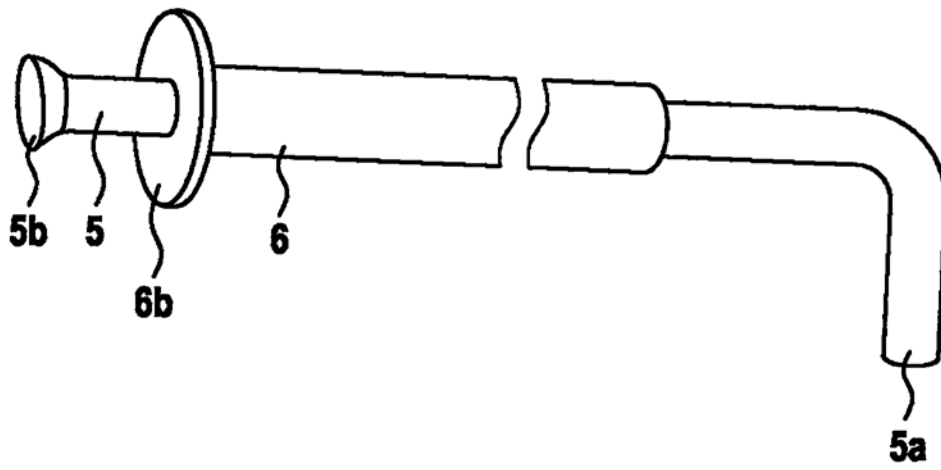


图4

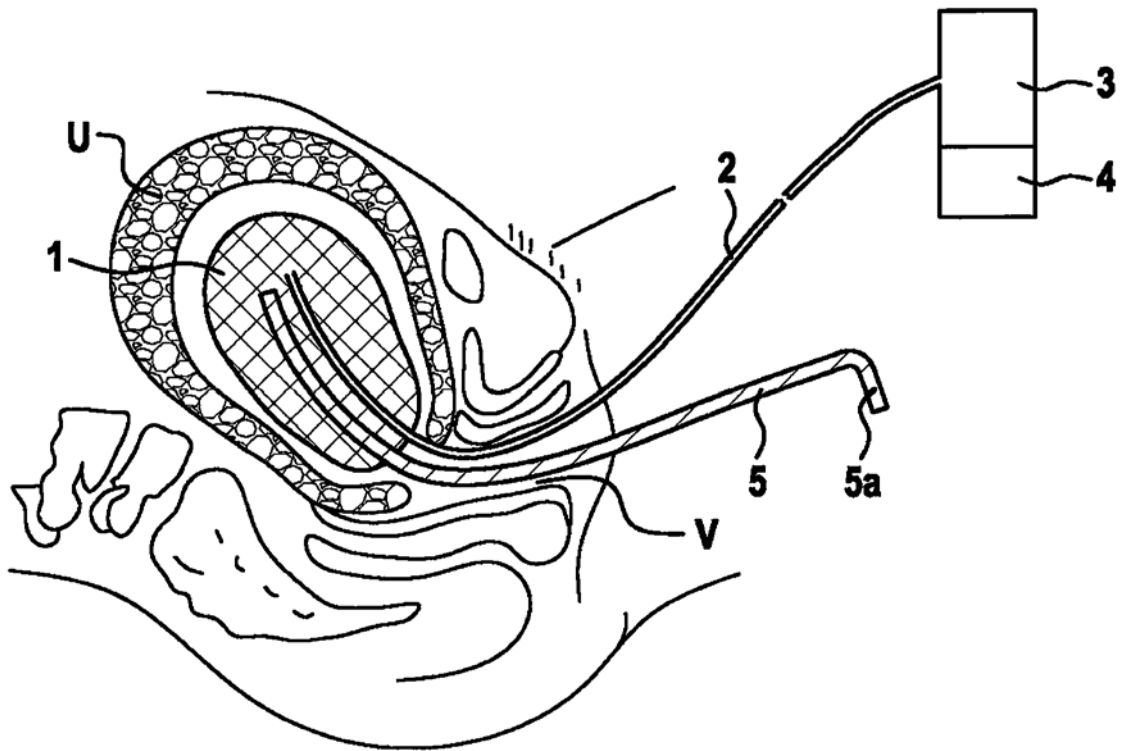


图5

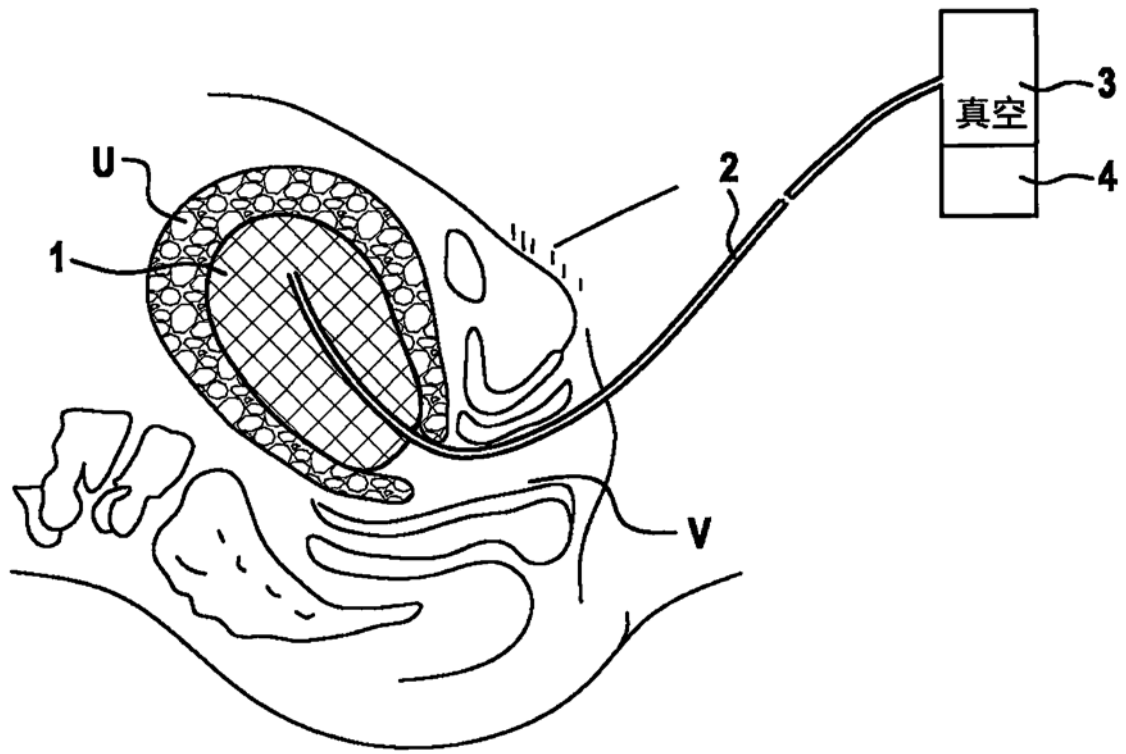


图6

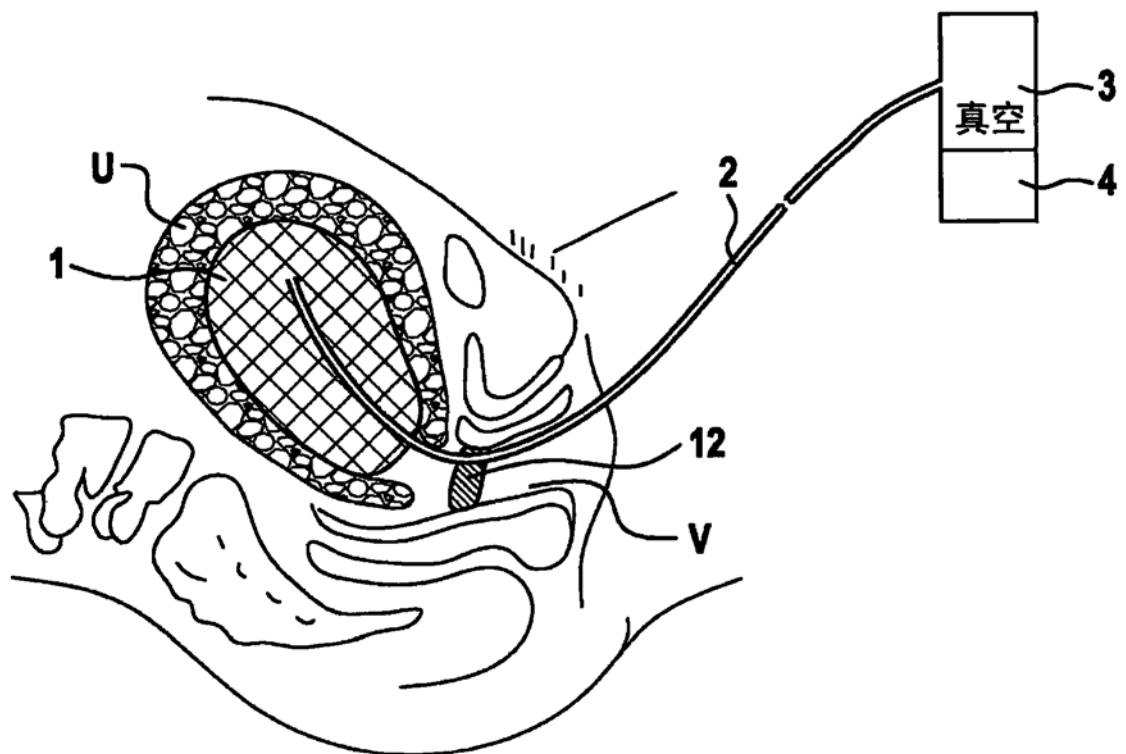


图6a

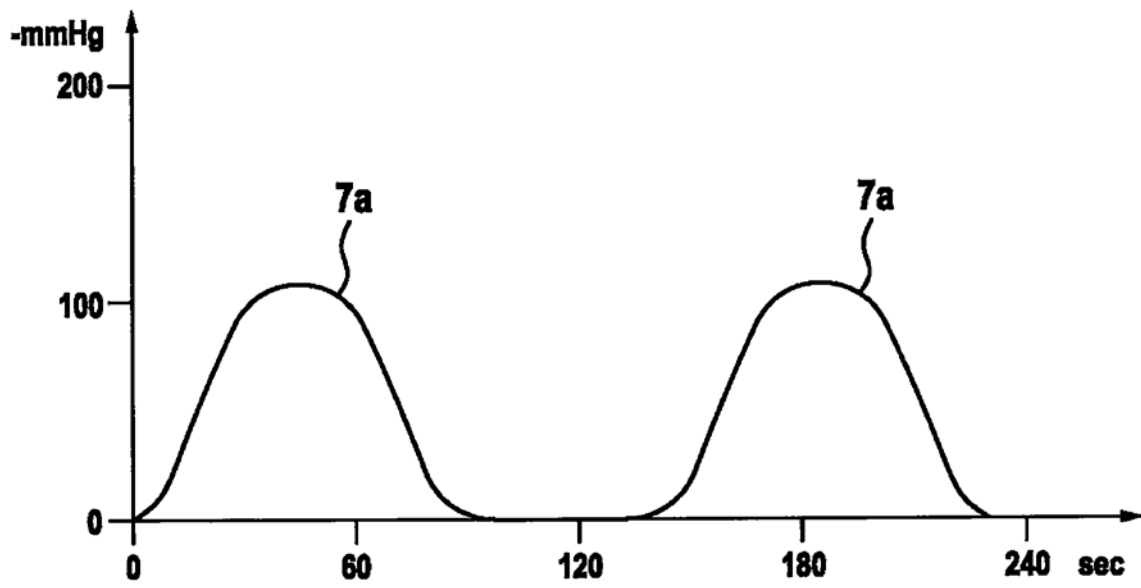


图7

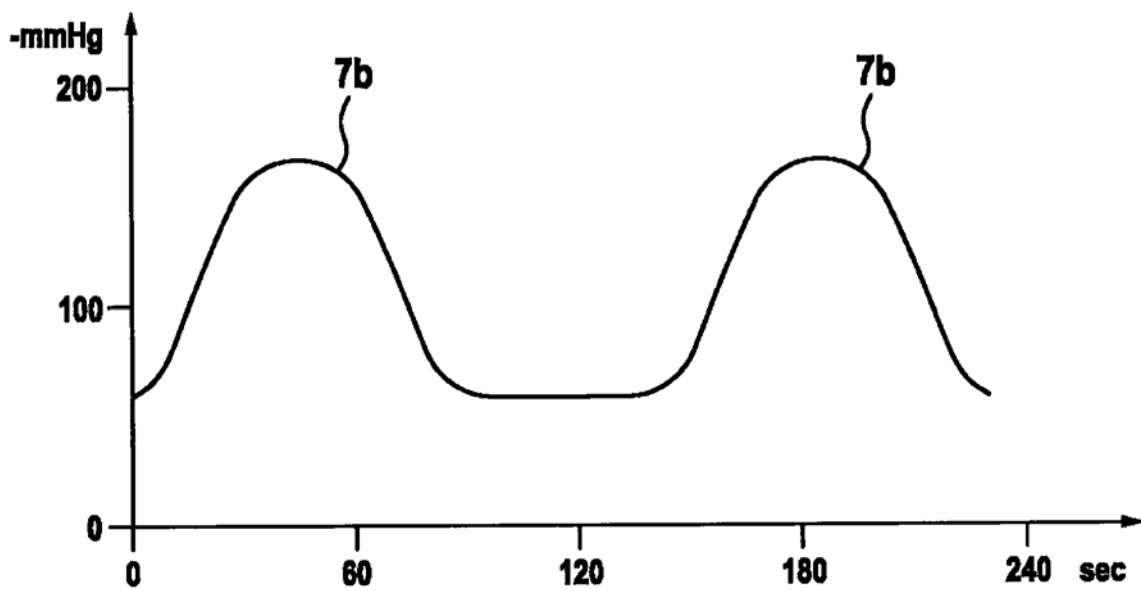


图8

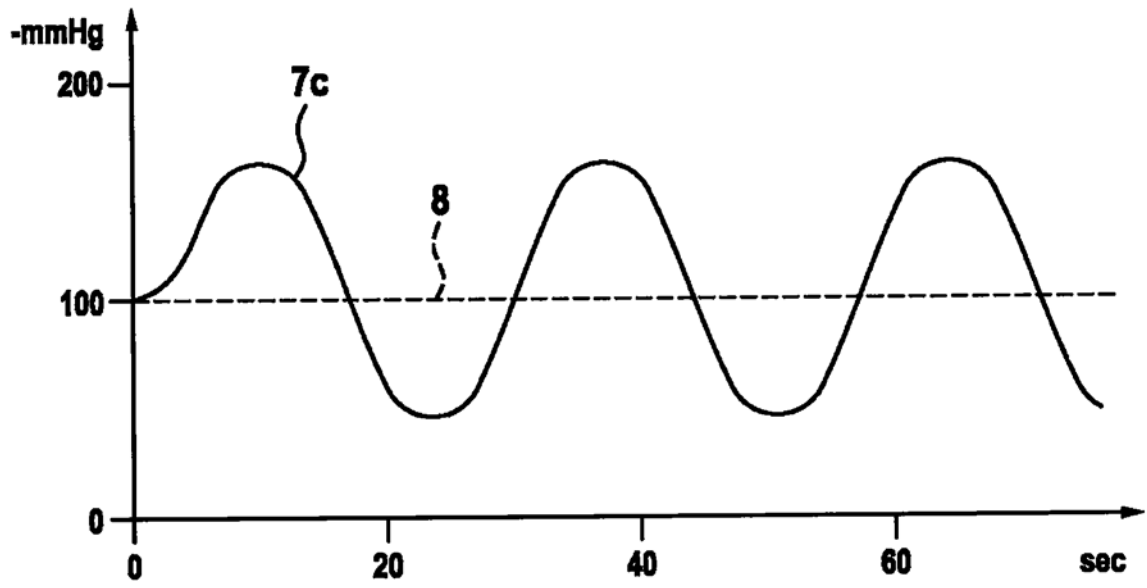


图9

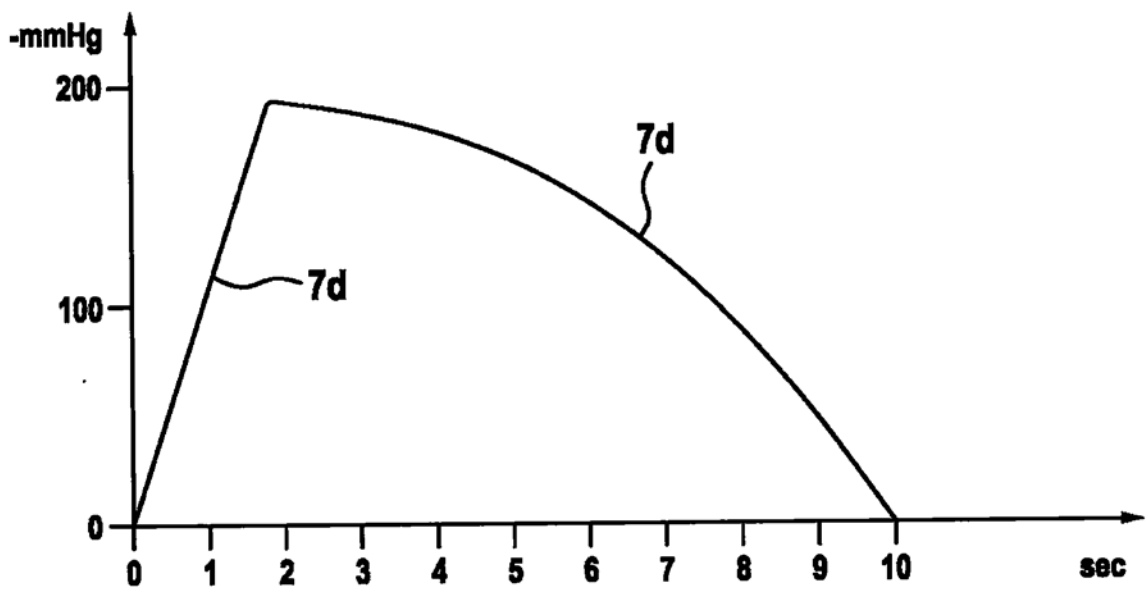


图10

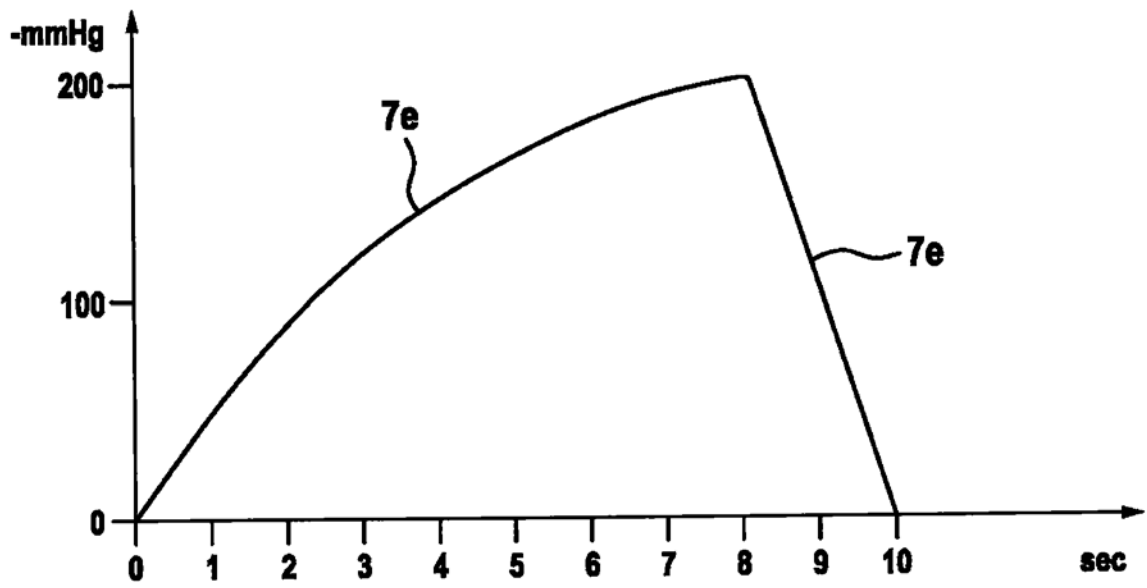


图11

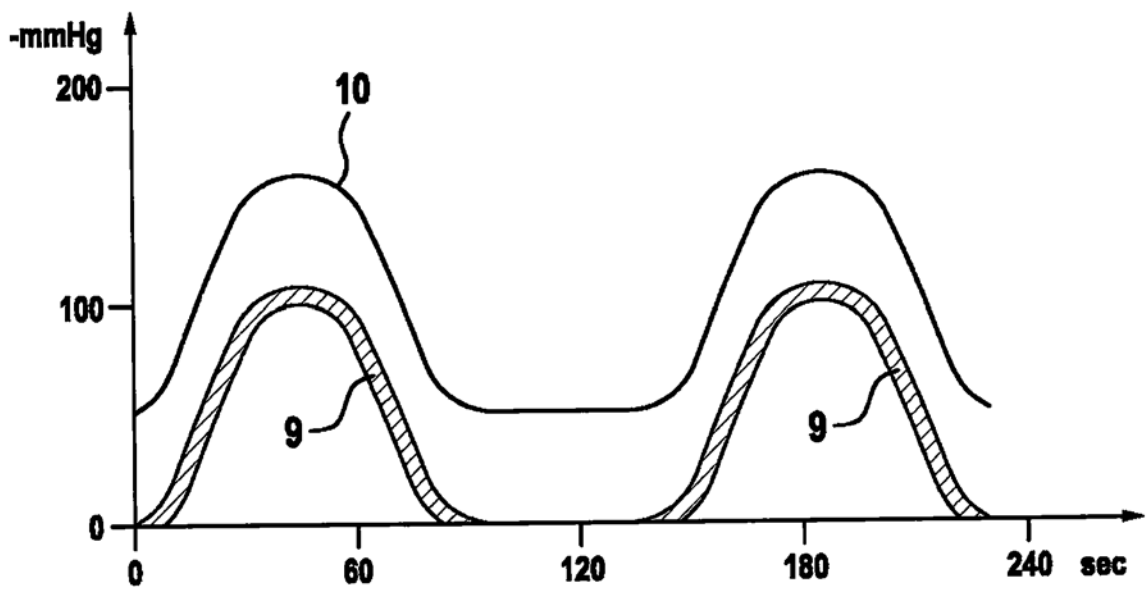


图12

专利名称(译)	用于子宫内负压治疗的引流系统和负压泵		
公开(公告)号	CN106488748B	公开(公告)日	2019-12-31
申请号	CN201580030266.3	申请日	2015-04-10
[标]发明人	贡纳洛斯克		
发明人	贡纳·洛斯克		
IPC分类号	A61B17/12 A61M1/00		
CPC分类号	A61B1/012 A61B1/303 A61B17/12 A61B2017/12004 A61B2017/4216 A61B2217/005 A61M1/0037 A61M1/0088 A61M2210/1433 A61B17/42		
审查员(译)	杨钊		
优先权	102014005679 2014-04-16 DE		
其他公开文献	CN106488748A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

产后子宫肌张力不足伴有威胁生命的大出血以及流产或者分娩后的子宫内膜感染可以使用负压治疗进行处理。尚不存在适合子宫内治疗的引流系统或者负压泵。目前也无负压治疗在子宫内治疗应用方面的说明。本发明涉及一种可用于子宫内治疗的引流物和电子负压泵。开孔的流体收集元件(1)通过软管状流体连接元件(2)以可传输流体的方式经由分泌物接收盘(3)和电动负压泵(4)相连。为了经阴道置入，流体收集体(1)具有圆柱状腔体(1a)，在该腔体中插入有导向棒(5)，推杆套管(6)可在该导向棒上移动。在置入子宫后，在引流物处以分娩镇痛或者产后收缩样式施加负压。对于产后子宫肌张力不足，本发明通过子宫内负压使子宫收缩，模仿和诱导子宫自行收缩，从而实现需要的止血作用。在子宫内膜感染时，本疗法用于伤口愈合。

