



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03822373.2

[43] 公开日 2005 年 10 月 12 日

[11] 公开号 CN 1681544A

[22] 申请日 2003.7.21 [21] 申请号 03822373.2

[30] 优先权

[32] 2002.7.24 [33] DK [31] PA200201133

[86] 国际申请 PCT/DK2003/000507 2003.7.21

[87] 国际公布 WO2004/009160 英 2004.1.29

[85] 进入国家阶段日期 2005.3.21

[71] 申请人 M2 医药有限公司

地址 丹麦根托夫特

[72] 发明人 莫滕·梅尔诺

[74] 专利代理机构 北京天平专利商标代理有限公司

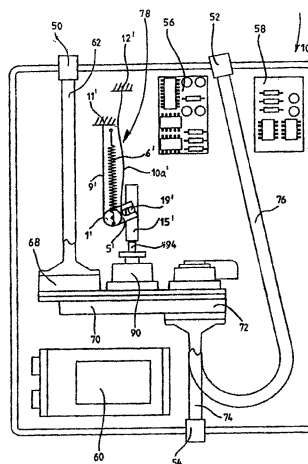
代理人 张争艳

权利要求书 13 页 说明书 22 页 附图 17 页

[54] 发明名称 一种输液泵系统、输液泵组件及输液泵

[57] 摘要

一种输液泵组件，包括一壳体，该壳体具有允许使用者将该泵组件作为便携式输液泵组件携带的尺寸，一流体入口(50)，用于在外部输液袋与所述流体入口间建立流体连通，一流体出口(52)，用于建立向输液位置的流体连通，一可控泵系统(90)，用于从流体入口(50)向流体出口(52)泵送流体，以及一形状记忆合金致动器(78)，用于运作泵组件，该致动器(78)包括一具有一叉(5')的枢转体(1')，用于当枢转体(1')在两个形状记忆合金金属线(9')和(10a')以及一拉簧(6')的作用下枢轴转动时直线地移动致动器装置(15')，以使形状记忆合金线(9')和(10a')的交替加热和冷却在拉簧(6')的加强下枢轴转动枢转体(1')往复。



1. 一种输液泵系统，包括：

至少一输液泵组件，其包括：

一壳体，具有使所述输液泵被使用者作为便携式输液泵组件携带的尺寸，所述壳体确定了一外表面，

一流体入口，可拆卸地设置在所述外表面上，用于建立外部注入袋到所述流体入口的流体连通，

一流体出口，可拆卸地设置在所述外表面上，用于建立到注入位置的流体连通，

一可控泵系统，包容在所述壳体中并具有—入口和—出口，所述入口连接到所述流体入口，所述出口连接到所述流体出口，以允许通过启动所述可控泵系统从所述流体入口传输流体到所述流体出口，

—第一止回阀，设置在所述可控泵系统的所述入口上，

—第二止回阀，设置在所述可控泵系统的出口上，

—电子控制装置，容纳在所述壳体中用于控制所述可控泵系统的运作，所述电子控制装置包括至少两预设的泵作用程序以允许所述可控泵系统在至少两个不同的输液泵运作中被控制，以及

—电源单位，容纳在所述壳体中，用于向所述可控泵系统及所述电子控制装置供电，其可通过设置在所述壳体外表面上的外接端子与外部电源供应装置连接，

—固定接收器系统包括：

—接收器装置，用于在其中容纳并固定所述至少一个输液泵组件以维持所述至少一个输液泵组件处于固定模式，并露出所述至少一个输液泵组件的流体入口和流体出口以允许与其接近连通，以及

—交流电源单元，用于接收来自交流电源的电能，其具有可连接到所述外接端子的端口以向所述至少一输液泵组件的所述供电组件提供所述电能，交流电源单元由所述外电源供应装置构成，

所述泵系统包括一泵以及一用于操作所述泵的形状记忆合金致动器。

2. 一种输液泵组件，包括：

一壳体，具有使所述输液泵被使用者作为便携式输液泵组件携带的尺寸，所述壳体确定了一外表面，

一流体入口，可拆卸地设置在所述外表面上，以建立从外部输液袋到所述流体入口的流体连通，

一流体出口，可拆卸地设置在所述外表面上，用于建立到注入位置的流体连通，

一可控泵系统，包容在所述壳体中并具有一入口和一出口，所述入口连接到所述流体入口，所述出口连接到所述流体出口，以允许通过启动所述可控泵系统从所述流体入口传输流体到所述流体出口，

一第一止回阀，设置在所述可控泵系统的所述入口上，

一第二止回阀，设置在所述可控泵系统的所述出口上，

一电子控制装置，容纳在所述壳体中用于控制所述可控泵系统的运作，所述电子控制装置包括至少两预设的泵作用程序以允许所述可控泵系统在至少两个不同的输液泵运作中被控制，以及

一电源单位，容纳在所述壳体中，用于向所述可控泵系统及所述电子控制装置供电，其可通过设置在所述壳体外表面上的外接端子与外部电源供应装置连接，

并与一固定接收器系统一起使用，该固定接收器系统包括：

一接收器装置，用于在其中容纳并固定所述至少一个输液泵组件以维持所述至少一个输液泵组件处于固定模式，并露出所述至少一个输液泵组件的流体入口和流体出口以允许对其接近，以及

一交流电源单元，用于接收来自交流电源的电，其具有可连接到所述外接端子的端口以向所述至少一输液泵组件的所述供电组件提供所述电能，交流电源单元由所述外电源供应装置构成，

所述泵系统包括一泵以及一用于操作所述泵的形状记忆合金致动器。

3. 一种用于向病人注入液体的输液泵，包括一泵系统，该泵系统包括一泵和用于操作所述泵的形状记忆合金致动器。

4. 根据权利要求 1 所述的输液泵系统，或根据权利要求 2 所述的输液泵组件，或根据权利要求 3 所述的输液泵，其特征在于，所述形状记忆合金致动器包括：

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

可松开的保持装置，适于保持所述驱动体在所述第一位置，

至少一第一和至少一第二由形状记忆合金如镍钛诺制作的金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一个力，以从所述第二位置向所述第一位置移动所述驱动体，以及

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直的或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，其设置并适合用于偏置所述驱动体，以从所述第一位置向所述第二位置移动所述驱动体，

所述第二金属线具有一端连接到所述保持装置，这样所述第二金属线长度的缩短松开所述保持装置，允许所述偏置装置从所述第一位置向所述第二位置移动所述驱动体。

5. 根据权利要求 4 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，进一步包括一用于间歇引导一电流通过所述第一和/或第二金属线以将所述金属线加热到至少形状记忆合金相变温度的装置。

6. 根据权利要求 4 或 5 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述保持装置包括一枢转钩或棘爪，可枢转地设置在一使所述棘爪卡进驱动体上的凹槽中的保持位置，与一使所述棘爪从所述凹槽中脱离啮合的释放位置之间。

7. 根据权利要求 6 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述驱动体可移动地安装在一框架上，各所述第一和第二金属线的一端连接到所述框架上，而它们的另一端分别连接到所述驱动体和所述棘爪上，这样所述第一金属线长度的缩短在一第一方向上对所述驱动体施加一移动力，而所述第二金属线长度的缩短在从所述保持位置向所述松开位置的方向上对所述棘爪施加一个旋转力，所述偏置装置安装到所述框架上并设置为在与第一方向相对的第二方向上向所述驱动体施加一移动力。

8. 根据权利要求 7 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述偏置装置设置并适合于在一可转动设置的中间部件如杠杆或圆盘上施加一旋转力，以绕在从第一角位到第二角位旋转的第一方向中的旋转轴驱动所述中间部件，所述中间部件在力传递点处连接到所述驱动体上，这样所述中间部件在所述第一旋转方向的旋转将在所述第二方向上移动所述驱动体。

9. 根据权利要求 8 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述偏置装置及所述中间部件设置并适合于所述旋转力相对于旋转轴的杠杆臂或力矩臂，在所述中间部件在所述第二角度位置下相对于其在所述第一角度位置下更大，这样所述旋转力的杠杆臂或力矩臂在所述中间部件以所述第一旋转方向旋转时增加， 和/或

所述中间部件和所述驱动体设置并适合于所述旋转力作为施加在所述力传递点上移动力传递到所述驱动体，以从所述第一位置移动所述驱动体到第二位置，而且所述移动力相对于所述旋转轴的杠杆臂或力矩臂在所述中间部件处于所述第一角度位置时大于在所述中间部件处于所述第二角度位置时，这样当所述中间部件在所述第一旋转方向旋转时，所述移动力相对于所述旋转轴的杠杆臂或力矩臂减小。

10. 根据权利要求 9 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述中间部件是具有两臂的杠杆，其一臂连接到所述偏置装置，最好是拉伸弹簧，其另一臂连接到所述驱动体。

11. 根据权利要求 4-10 中任一项所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述第一金属线从所述连接到所述驱动体的一端延伸绕过至少一滑轮或滚轮并到所述第一金属线安装到一固定点上的相对端，使所述第一金属线的给定长度容纳到一有限的空间。

12. 根据权利要求 6-11 中任一项所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，一棘爪偏置装置设置并适合于从所述松放位置向所述保持位置推动所述可枢轴转动的棘爪。

13. 根据权利要求 1 所述的输液泵系统，或根据权利要求 2 所述的输液泵组件，或根据权利要求 3 所述的输液泵，其特征在于，所述形状记忆致动器包括：

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

至少一由形状记忆合金如镍钛诺制成的第一金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一力，以使所述驱动体从所述第二位置向所述第一位置移动，

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，以及

一可转动设置的中间部件，如连接到所述驱动体和所述偏置装置的杠杆或圆盘，

所述偏置装置适合于向所述中间部件上施加一旋转力，以绕在从第一角位到第二角位旋转的第一方向中的旋转轴驱动所述中间部，，所述中间部件连接到所述驱动体，这样所述中间部件在所述第一旋转方向的旋转移动所述驱动体从所述第一位置到所述第二方向，以及

所述偏置装置和所述中间部件设置并适合于所述旋转力相对于旋转轴的杠杆臂或力矩臂，在所述中间部件位于所述第二角度位置时大于所述中间部件位于所述第一角度位置时，这样当所述中间部件在所述第一旋转方向旋转时，所述旋转力的杠杆臂或力矩臂是增大的。

14. 根据权利要求 1 所述的输液泵系统，或根据权利要求 2 所述的输液泵组件，或根据权利要求 3 所述的输液泵，其特征在于，所述形状记忆致动器包括：

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

至少一第一由形状记忆合金如镍钛诺制作的金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一个力，以移动所述驱动体从所述第二位置向所述第一位置，

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，以及

一可转动设置的中间部件，如杠杆或臂，其在所述驱动体上的力传递点处连接到所述驱动体并且连接或一体成型于一偏置装置，

所述偏置装置适合于向所述中间部件上施加一旋转力，以绕在从第一角位到第二角位旋转的第一方向中的旋转轴驱动所述中间部件，所述中间部件连接到所述驱动体，这样所述中间部件在所述第一旋转方向的旋转使所述驱动体从所述第一位置向所述第二位置移动，以及

所述中间部件和所述驱动体设置并适合于所述旋转力作为施加在所述力传递点上移动力传递到所述驱动体，以从所述第一位置移动所述驱动体到第二位置，而且所述移动力相对于所述旋转轴的杠杆臂或力矩臂在所述中间部件处于所述第一角度位置时大于在所述中间部件处于所述第二角度位置时，这样当所述中间部件在所述第一旋转方向旋转时，所述移动力相对于所述旋转轴的杠杆臂或力矩臂减小。

15. 根据权利要求 13 或 14 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述形状记忆致动器进一步包括：

可松开的保持装置，适于保持所述驱动体在所述第一位置，以及

至少一由形状记忆合金如镍钛诺制作的第二金属线，所述第二金属线以其一端连接到所述保持装置，这样所述第二金属线长度的缩短释放所述保持装置，以允许所述偏置装置从所述第一位置移动所述驱动体到所述第二位置。

16. 根据权利要求 15 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述保持装置包括一可枢轴转动的钩或棘爪，可枢转地设置在一使所述棘爪卡进驱动体上的凹槽中的保持位置，与一使所述棘爪从所述凹槽中脱离啮合的释放位置之间。

17. 根据权利要求 16 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述驱动体可移动地安装在一框架上，各所述第一和第二金属线的一端连接到所述框架上，而它们的另一端分别连接到所述驱动体和所述棘爪上，这样所述第一金属线长度的缩短在一第一方向上对所述驱动体施加一移动力，而所述第二金属线长度的缩短在从所述保持位置向所述松开位置的方向上对所述棘爪施加一个旋转力，所述偏置装置安装到所述框架上并设置为在与第一方向相对的第二方向上向所述驱动体施加一移动力。

18. 根据权利要求 13 或 14 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，进一步包括至少一由形状记忆合金如镍钛诺制成的第二金属线，其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短在一枢轴转动方向上向所述驱动体施加一枢转力，而且所述第二金属线长度的缩短在与所述枢转方向相对的方向上向所述驱动体上施加一个枢转力，而且所述偏置装置安装到所述驱动体上，以在至少其中一个所述枢转方向上向所述驱动体施加一个枢转力。

19. 根据权利要求 18 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述偏置装置设置用于在所述两个枢转方向上向所述驱动体施加一枢转力，而且在所述驱动体的第一和第二位置之间具有一平衡点，在此处所述偏置装置不向驱动体施加枢转力。

20. 根据权利要求 4-19 中任一项所述的输液泵系统或输液泵组件，其特征在于，所述电源单元用于间歇引导一电流通过所述第一和/或第二金属线以将所述金属线加热到至少形状记忆合金的相变温度。

21. 根据权利要求 1 所述的输液泵系统，或根据权利要求 2 所述的输液泵组件，或根据权利要求 3 所述的输液泵，其特征在于，所述形状记忆致动器结合于一形状记忆合金马达，包括：

所述形状记忆合金致动器具有：

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

至少一由形状记忆合金如镍钛诺制作的第一金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一第一移动力，以移动所述驱动体从所述第二位置向所述第一位置，

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，设置并适合于向所述驱动体施加一第二移动力，以从所述第一位置向所述第二位置移动所述驱动体，

以及

一具有第一及第二旋转方向的齿轮，

所述驱动体具有一适于配合嵌入所述齿轮两相邻的齿之间的部分，所述驱动体与所述齿轮的适于并设置成在所述第一位置所述部分位于所述齿轮的一对齿之间，而在所述第二位置从所述齿轮的所述第二旋转方向上看所述部分位于所述齿轮的相邻对齿之间，这样所述第二移动力导致所述驱动体以所述第一方向转动所述齿轮。

22. 根据权利要求 21 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，进一步包括一棘爪部件，其可移动地设置在所述齿轮的一对齿之间的以防止所述齿轮在所述第二方向旋转的锁定位置与释放位置之间。

23. 根据权利要求 1 所述的输液泵系统，或根据权利要求 2 所述的输液泵组件，或根据权利要求 3 所述的输液泵，其特征在于，所述形状记忆致动器结合于一形状记忆合金马达，包括：

所述形状记忆合金致动器，具有：

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

至少一由形状记忆合金如镍钛诺制作的第一金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一第一移动力，以移动所述驱动体从所述第二位置向所述第一位置，

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，设置并适合于向所述驱动体施加一第二移动力，以从所述第一位置向所述第二位置移动所述驱动体，

以及

一具有第一及第二移动方向的齿条，

所述驱动体具有一适于配合嵌入所述齿条两相邻的齿之间的部分，所述



驱动体与所述齿条适于并设置成在所述第一位置所述部分位于所述齿条的一对齿之间，而在所述第二位置从所述齿条的所述第二移动方向上看所述部分位于所述齿轮的相邻对齿之间，这样所述第二移动力导致所述驱动体在所述第一方向移动所述齿条。

24. 根据权利要求 1 所述的输液泵系统，或根据权利要求 2 所述的输液泵组件，或根据权利要求 3 所述的输液泵，其特征在于，所述形状记忆致动器包括：

一驱动体，组成或连接到一驱动件，这样当所述驱动体在第三和第四位置之间移动时，所述驱动件在第一和第二位置之间移动，

可松开的保持装置，用于在所述第三位置保持所述驱动体，

至少一第一和至少一第二由形状记忆合金如镍钛诺制成的金属线，所述第一金属线连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短在所述驱动体上施加一力，以从所述第四位置移动所述驱动体向所述第三位置，以及，

一偏置装置，如拉伸或压缩弹簧或活塞与缸筒机构，其连接到所述驱动体，以偏置所述驱动体来移动所述驱动体从所述第三位置向所述第四位置，

所述第二金属线，其相对于所述保持装置设置，使所述第二金属线的长度的缩短释放所述保持装置以允许所述偏置装置移动所述驱动体从所述第三位置到所述第四位置。

25. 根据权利要求 24 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述形状记忆致动器，进一步包括一用于间歇引导一电流通过所述第一和第二金属线以将所述金属线加热到至少形状记忆合金相变温度的装置。

26. 根据权利要求 24 或 25 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述保持装置包括一制动机构。

27. 根据权利要求 24-26 任一项所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述保持装置包括一棘爪机构。

28. 根据权利要求 24 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述驱动体可枢转地安装在一框架上，所述第一和第二金属线的一端连接到所述框架上，它们的另一端连接到所述驱动体上，这样所述第一金属线长度的缩短在一枢轴转动方向上施加一枢转力到所述驱动体上，而第二金属线长度的缩短在一相反的枢转方向上施加一枢转力到所述驱动体上，所述偏置装置连接到所述框架上，并设置用于在至少一个所述枢轴转动方向上

向所述驱动体施加一枢转力。

29. 根据权利要求 28 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述偏置装置设置用于在所述两个枢转方向上向所述驱动体施加一枢转力，而其具有一中间平衡点，在此处所述偏置装置不向驱动体施加枢转力。

30. 根据权利要求 1 所述的输液泵系统，或根据权利要求 2 所述的输液泵组件，或根据权利要求 3 所述的输液泵，其特征在于，所述形状记忆致动器包括：

一框架，其上安装有一可枢转的驱动体，

至少一第一和至少一第二由形状记忆合金如镍钛诺制成的金属线，其一端安装到所枢框架，其另一端与所述驱动体连接，这样所述第一金属线长度的缩短在一个枢转方向上向所述驱动体施加一枢转力，所述第二金属线长度的缩短在一个相反的枢转方向上向所述驱动体施加一枢转力，以及

一偏置装置，其安装到所述框架并设置用于在至少一个所述枢轴转动方向上向所述驱动体施加一个枢转力。

31. 根据权利要求 30 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述偏置装置包括一个拉伸弹簧。

32. 根据权利要求 30 或 31 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述偏置装置包括一个压缩弹簧。

33. 根据权利要求 30-32 任一项所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述偏置装置包括活塞缸筒机构。

34. 根据权利要求 1 所述的输液泵系统，或根据权利要求 2 所述的输液泵组件，或根据权利要求 3 所述的输液泵，其特征在于，所述形状记忆致动器包括：

一驱动体，组成或连接到一驱动件，这样当所述驱动体在第三和第四位置之间移动时，所述驱动件在第一和第二位置之间移动，

保持装置，用于在所述第三位置保持所述驱动体，

至少一第一和至少一第二由形状记忆合金如镍钛诺制成的金属线，所述第一金属线连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短在所述驱动体上施加一力，以从所述第四位置移动所述驱动体向所述第三位置，以及，

一偏置装置，如拉伸或压缩弹簧或活塞与缸筒机构，其连接到所述驱动体，以偏置所述驱动体来移动所述驱动体从所述第三位置向所述第四位置，

所述第二金属线，其相对于所述保持装置设置，使所述第二金属线长度的缩短致使从所述保持装置释放所述驱动体，这样所述偏置装置移动所述驱动体从所述第三位置到所述第四位置。

35. 根据权利要求 34 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述驱动体可枢转地安装到所述框架，所述第一和第二金属线的一端连接到所述框架，它们的另一端连接所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短在一枢轴转动方向上向所述驱动体施加一枢转力，所述第二金属线长度的缩短在一相反的枢转方向上向所述驱动体施加一枢转力，所述偏置装置安装到所述框架，并设置用于在至少一个所述枢转方向上向所述驱动体上施加一枢转力。

36. 根据权利要求 35 所述的输液泵系统或输液泵组件或输液泵，其特征在于，所述偏置装置设置用于在所述两个枢转方向上向所述驱动体施加一枢转力，而其具有一中间平衡点，在此处所述偏置装置不向驱动体施加枢转力。

37. 一流体泵，优选用于根据权利要求 1 所述的输液泵系统，或根据权利要求 2 所述的输液泵组件，或根据权利要求 3 所述的输液泵，所述流体泵包括：

一弹性管，其一端连接到一流体入口，其相对一端连接到一流体出口，

至少三个压平体，用于抵压在一支撑件上压平所述管，它们沿所述管的长度设置，所述压平体可移置的设置在第一位置与第二位置之间，在第一位置处所述压平体抵压在所述支撑件上使所述管在所述压平体和所述支撑件之间压平，而第二位置远离所述支撑件使所述管至少部分恢复导通结构，

用于各压平体的至少一第一金属线，其由形状记忆合金制成，所述第一金属线以其一端连接到所述压平体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述压平体施加一个力，以移动所述压平体从所述第一位置到所述第二位置，以及

各所述压平体的偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，其连接到所述压平体，这样在从所述第二位置到所述第一位置的方向上一偏置力施加到所述压平体上。

38. 一种输液泵，用于向病人注入流体或浆液，特别是便携式输液泵并特别用于向病人注入胰岛素或镇痛剂流体，所述输液泵包括：

一壳体，

一药筒，安瓿或注射器，用于容纳所述流体或浆液其可移动地安装在所述壳体中，而且其具有一出口孔以及可滑动地安装在所述注射器中的一活塞部，这样所述活塞可朝所述出口孔移动，

一轴，连接到所述活塞部并设置成所述轴在第一旋转方向上的旋转移动所述活塞朝向所述出口孔，

一形状记忆合金致动器，其结合在一个形状记忆合金马达中，包括：  
所述形状记忆合金致动器具有：

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

至少一由形状记忆合金如镍钛诺制作的第一金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一第一移动力，以移动所述驱动体从所述第二位置向所述第一位置，

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，设置并适合于向所述驱动体施加一第二移动力，以从所述第一位置向所述第二位置移动所述驱动体，

以及

一具有第一及第二旋转方向的齿轮，

所述驱动体具有一适于配合嵌入所述齿轮两相邻的齿之间的部分，所述驱动体与所述齿轮的适于并设置成在所述第一位置所述部分位于所述齿轮的一对齿之间，而在所述第二位置从所述齿轮的所述第二旋转方向上看所述部分位于所述齿轮的相邻对齿之间，这样所述第二移动力导致所述驱动体以所述第一方向转动所述齿轮，以及

所述齿轮连接到所述轴上，最好经由至少一个另外的齿轮使所述齿轮在所述第一方向上的旋转，驱动所述轴在所述第一旋转方向上旋转。

38. 根据权利要求 37 所述的输液泵，进一步包括一棘爪部件，其可移动地设置在所述齿轮的一对齿之间的以防止所述齿轮在所述第二方向旋转的锁定位置与释放位置之间。

39. 一种输液泵，用于向病人注入流体或浆液，最好优先地一种便携式输液泵并优先用于向病人注入胰岛素或镇痛剂流体，所述输液泵包括：

一壳体，

一药筒，安瓿或注射器，用于容纳所述流体或浆液其可移动地安装在所述壳体中，而且其具有一出口孔以及可滑动地安装在所述注射器中的一活塞部，这样所述活塞可朝所述出口孔移动，

所述形状记忆合金致动器，具有

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

至少一由形状记忆合金如镍钛诺制作的第一金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一第一移动力，以移动所述驱动体从所述第二位置向所述第一位置，

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，设置并适合于向所述驱动体施加一第二移动力，以从所述第一位置向所述第二位置移动所述驱动体，

以及

一齿条，其具有第一和第二移动方向，并与所述活塞相邻接，这样所述齿条在所述第二移动方向上的移动将移动所述活塞向所述出口孔，

所述驱动体具有一适于配合嵌入在所述齿条的两相邻齿之间的部分，所述驱动体与所述齿条适于并设置成在所述第一位置上，所述部分位于所述齿条的一对齿牙之间，而在所述第二位置上，从所述齿条的所述第二移动方向上看所述部分位于所述齿轮的相邻对齿之间，这样所述第二移动力导致所述驱动体以所述第一方向移动所述齿条。

40. 一种输液泵系统，包括：

至少一输液泵组件，包括：

一壳体，具有使所述输液泵被使用者作为便携式输液泵组件携带的尺寸，所述壳体确定了一外表面，

一流体入口，可拆卸地设置在所述外表面上，用于建立外部注入袋到所述流体入口的流体连通，

一流体出口，可拆卸地设置在所述外表面上，用于建立到注入位置的流体连通，

一可控泵系统，包容在所述壳体中并具有一入口和一出口，所述入口连接到所述流体入口，所述出口连接到所述流体出口，以允许通过启动所述可控泵系统从所述流体入口传输流体到所述流体出口，

一电子控制装置，容纳在所述壳体中用于控制所述可控泵系统的运作，所述电子控制装置包括至少两预设的泵作用程序以允许所述可控泵系统在至少两个不同的输液泵运作中被控制，以及

一电源单位，容纳在所述壳体中，用于向所述可控泵系统及所述电子控制装置供电，其可通过设置在所述壳体外表面上的外接端子与外部电源供应

装置连接，

一固定接收器系统，其包括：

至少一个接收器装置，其用于接纳并固定一个所述输液泵组件，保持所述输液泵组件处于固定状态，并显露出所述输液泵组件的所述流体入口和所述流体出口以允许与其接近连通，并且，其具有可与所述外接端子连接以向所述至少一个输液泵组件的所述电源单元提供所述电能的第一端子，并进一步具有一第二端子，可连接到第二接收器装置的第三端子以向第二接收器装置供电，

一交流电源单元，用于接收来自交流电源的电能，其具有可连接到所述第三端子的第二端子以向所述接收器装置并因此向所述至少一个输液泵组件的所述电源单元供应所述电能，所述交流电源单元由所述外电源供应装置构成，以及

紧固装置，用于紧固所述接收器装置邻接另一接收器装置并用于紧固所述交流电源单元邻接一个所述接收器装置。

41. 根据权利要求 40 的系统，进一步包括一用于承载一输液泵组件的承载框架，并设有一个收纳装置用于收纳所述输液泵组件，并最好具有一可松开的保持装置，用于保持注入流体的容器使其与所述输液泵组件的流体入口连通，所述收纳装置和所述承载框架具有结合用的连接装置，用于使所述框架连接到所述收纳装置上，使所述外接端子连接到所述第一端子。

## 一种输液泵系统、输液泵组件及输液泵

### 技术领域

本发明大体上涉及例如在医院中通过输液泵向病人或一般人输入液体的技术领域。本发明还涉及向动物输液。特别地，本发明涉及一种向病人或一般人输液的具有普遍适用结构的输液泵系统及输液泵组件。

### 背景技术

在医院或护理院，经常有必要通过输液泵向人输送药物或体液，在这种情况下，所述药物或体液通过连接到病人或一般人的血液循环系统例如静脉或小静脉的导管向所述的病人或一般人的身体中输入。通过输入系统向病人或一般人输送药物的常规技术，包括向病人进行生理性液体的输送，其中，生理性液体以特定的速率向病人输送，而且当药物也以特定的速率输入到生理性液体，如每一秒或几秒到几分钟，甚至整小时的不同期间内一或两滴的速率向生理性液体输送时，生理性液体作为稀释液。在某些应用场合，病人或一般人的药物治疗可能包括通过输液泵直接向病人或一般人输送药物。

美国专利号 6,270,478 公开了一种输液泵系统，其允许使用输液泵系统的病人或一般人从在床上坐或躺的位置移位并走来走去，而无需将固定输液泵更换或改变为便携的输液泵，因为该输液泵系统包括一通用的或便携与固定相结合的输液泵系统。

这种公知系统的有益之处涉及这样的事实，即该输液泵系统可以不同的泵作用模式使用，因为该输液泵系统包括用于不同操作模式的几种程序，而且更进一步优先地包括用于输入不同操作程序的输入装置。美国专利号 6,270,478 引入在此作为参考。

此公知系统的输液泵组件的泵致动器包括一磁芯及一电磁铁线圈。该致动器具有相当大的体积、噪音及重量，并需要相对较大的电能供应。

### 发明内容

本发明的目的在于，提供一种输液泵系统，一种用于所述输液泵系统的输液泵组件，以及一种输液泵，通常是泵致动器较轻、较小、较安静并且能量消耗较小。

根据本发明的一个方面，该目的是通过设置一个形状记忆合金致动器作

为泵致动器来达到的，所述形状记忆致动器包括：

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

可松开的保持装置，适于保持所述驱动体在所述第一位置，

至少一第一和至少一第二由形状记忆合金如镍钛诺制作的金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一个力，以从所述第二位置向所述第一位置移动所述驱动体，以及

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直的或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，其设置并适合用于偏置所述驱动体，以从所述第一位置向所述第二位置移动所述驱动体，

所述第二金属线具有一端连接到所述保持装置，这样所述第二金属线长度的缩短松开所述保持装置，允许所述偏置装置从所述第一位置向所述第二位置移动所述驱动体。

根据本发明的另一方面，本发明的目的通过设置形状记忆合金致动器作为泵致动器来达到，所述形状记忆合金致动器包括：

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

至少一由形状记忆合金如镍钛诺制成的第一金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一力，以使所述驱动体从所述第二位置向所述第一位置移动，

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，以及

一可转动设置的中间部件，如连接到所述驱动体和所述偏置装置的杠杆或圆盘，

所述偏置装置适合于向所述中间部件上施加一旋转力，以绕在从第一角位到第二角位旋转的第一方向中的旋转轴驱动所述中间部，所述中间部件连接到所述驱动体，这样所述中间部件在所述第一旋转方向的旋转移动所述驱动体从所述第一位置到所述第二方向，以及

所述偏置装置和所述中间部件设置并适合于所述旋转力相对于旋转轴的杠杆臂或力矩臂，在所述中间部件位于所述第二角度位置时大于所述中间部件位于所述第一角度位置时，这样当所述中间部件在所述第一旋转方向旋转时，所述旋转力的杠杆臂或力矩臂是增大的。

根据本发明更进一步的方面，本发明的目的通过设置形状记忆合金致动



器作为泵致动器来达到，所述形状记忆合金致动器包括：

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

至少一第一由形状记忆合金如镍钛诺制作的金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一个力，以移动所述驱动体从所述第二位置向所述第一位置，

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，以及

一可转动设置的中间部件，如杠杆或臂，其在所述驱动体上的力传递点处连接到所述驱动体并且连接或一体成型于一偏置装置，

所述偏置装置适合于向所述中间部件上施加一旋转力，以绕在从第一角位到第二角位旋转的第一方向中的旋转轴驱动所述中间部件，所述中间部件连接到所述驱动体，这样所述中间部件在所述第一旋转方向的旋转使所述驱动体从所述第一位置向所述第二位置移动，以及

所述中间部件和所述驱动体设置并适合于所述旋转力作为施加在所述力传递点上移动力传递到所述驱动体，以从所述第一位置移动所述驱动体到所述第二位置，而且所述移动力相对于所述旋转轴的杠杆臂或力矩臂在所述中间部件处于所述第一角度位置时大于在所述中间部件处于所述第二角度位置时，这样所述移动力相对于所述旋转轴的杠杆臂或力矩臂

据此，得到一种安静、质轻、机械有效的并结构紧凑的输液泵。

在更进一步方面，本发明涉及一种流体泵，特别是用于输液泵系统、输液泵组件或作为输液泵，所述流体泵包括：

一弹性管，其一端连接到一流体入口，其相对一端连接到一流体出口，

至少三个压平体，用于抵压在一支撑件上压平所述管，它们沿所述管的长度设置，所述压平体可移置的设置在第一位置与第二位置之间，在第一位置处所述压平体抵压在所述支撑件上使所述管在所述压平体和所述支撑件之间压平，而第二位置远离所述支撑件使所述管至少部分恢复导通结构，

用于各压平体的至少一第一金属线，其由形状记忆合金制成，所述第一金属线以其一端连接到所述压平体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述压平体施加一个力，以移动所述压平体从所述第一位置到所述第二位置，以及

各所述压平体的偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，其连接到所述压平体，这样在从所述第二位置到所述第

一位置的方向上一偏置力施加到所述压平体上。

据此，得到一种非常质轻、简单和安静的输液泵，其中针对每次输液需要更换的零件相对便宜并易于更换。

在更进一步方面，本发明涉及一种用于向病人注入流体或浆液的输液泵，并优选地作为一种便携式输液泵，而且优选地用于向病人注入胰岛素或镇痛剂，所述输液泵包括：

一壳体，

一药筒，安瓿或注射器，用于容纳所述流体或浆液其可移动地安装在所述壳体中，而且其具有一出口孔以及可滑动地安装在所述注射器中的一活塞部，这样所述活塞可朝所述出口孔移动，

一轴，连接到所述活塞部并设置成所述轴在第一旋转方向上的旋转移动所述活塞朝向所述出口孔，

一形状记忆合金致动器，其结合在一个形状记忆合金马达中，包括：

所述形状记忆合金致动器具有：

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

至少一由形状记忆合金如镍钛诺制作的第一金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一第一移动力，以移动所述驱动体从所述第二位置向所述第一位置，

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，设置并适合于向所述驱动体施加一第二移动力，以从所述第一位置向所述第二位置移动所述驱动体，

以及

一具有第一及第二旋转方向的齿轮，

所述驱动体具有一适于配合嵌入所述齿轮两相邻的齿之间的部分，所述驱动体与所述齿轮的适于并设置成在所述第一位置所述部分位于所述齿轮的一对齿之间，而在所述第二位置从所述齿轮的所述第二旋转方向上看所述部分位于所述齿轮的相邻对齿之间，这样所述第二移动力导致所述驱动体以所述第一方向转动所述齿轮，以及

所述齿轮连接到所述轴上，最好经由至少一个另外的齿轮使所述齿轮在所述第一方向上的旋转，驱动所述轴在所述第一旋转方向上旋转。

在更进一步方面，本发明涉及一种用于向病人注入流体或浆液的输液泵，并优选地作为一种便携式输液泵，而且优选地用于向病人注入胰岛素或镇

痛剂，所述输液泵包括：

一壳体，

一药筒，安瓿或注射器，用于容纳所述流体或浆液其可移动地安装在所述壳体中，而且其具有一出口孔以及可滑动地安装在所述注射器中的一活塞部，这样所述活塞可朝所述出口孔移动，

所述形状记忆合金致动器，具有

一可移置设置在第一和第二位置间的驱动体，

至少一由形状记忆合金如镍钛诺制作的第一金属线，所述第一金属线以其一端连接到所述驱动体，这样所述第一金属线长度的缩短向所述驱动体施加一第一移动力，以移动所述驱动体从所述第二位置向所述第一位置，

一偏置装置，如拉伸弹簧、压缩弹簧、直线或弧形板簧，或活塞与缸筒机构，设置并适合于向所述驱动体施加一第二移动力，以从所述第一位置向所述第二位置移动所述驱动体，

以及

一齿条，其具有第一和第二移动方向，并与所述活塞相邻接，这样所述齿条在所述第二移动方向上的移动将移动所述活塞向所述出口孔，

所述驱动体具有一适于配合嵌入在所述齿条的两相邻齿之间的部分，所述驱动体与所述齿条适于并设置成在所述第一位置上，所述部分位于所述齿条的一对齿牙之间，而在所述第二位置上，从所述齿条的第二移动方向上看所述部分位于所述齿条的相邻对齿之间，这样所述第二移动力导致所述驱动体以所述第一方向移动所述齿条。

本发明最后一个方面，涉及一种输液泵系统，包括：

至少一输液泵组件，包括：

一壳体，具有使所述输液泵被使用者作为便携式输液泵组件携带的尺寸，所述壳体确定了一外表面，

一流体入口，可拆卸地设置在所述外表面上，用于建立外部注入袋到所述流体入口的流体连通，

一流体出口，可拆卸地设置在所述外表面上，用于建立到注入位置的流体连通，

一可控泵系统，包容在所述壳体中并具有一入口和一出口，所述入口连接到所述流体入口，所述出口连接到所述流体出口，以允许通过启动所述可控泵系统从所述流体入口传输流体到所述流体出口，

一电子控制装置，容纳在所述壳体中用于控制所述可控泵系统的运作，所述电子控制装置包括至少两预设的泵作用程序以允许所述可控泵系统在至少两个不同的输液泵运作中被控制，以及

一电源单位，容纳在所述壳体中，用于向所述可控泵系统及所述电子控制装置供电，其可通过设置在所述壳体外表面上的外接端子与外部电源供应装置连接，

一固定接收器系统，其包括：

至少一个接收器装置，其用于接纳并固定一个所述输液泵组件，保持所述输液泵组件处于固定状态，并显露出所述输液泵组件的所述流体入口和所述流体出口以允许与其接近连通，并且，其具有可与所述外接端子连接以向所述至少一个输液泵组件的所述电源单元提供所述电能的第一端子，并进一步具有一第二端子，可连接到第二接收器装置的第三端子以向第二接收器装置供电，

一交流电源单元，用于接收来自交流电源的电能，其具有可连接到所述第三端子的第二端子以向所述接收器装置并因此向所述至少一个输液泵组件的所述电源单元供应所述电能，所述交流电源单元由所述外电源供应装置构成，以及

紧固装置，用于紧固所述接收器装置邻接另一接收器装置并用于紧固所述交流电源单元邻接一个所述接收器装置。

此处列举的优选实施例中，所述系统进一步包括一用于承载一输液泵组件的承载框架，并设有一个收纳装置用于收纳所述输液泵组件，并最好具有一可松开的保持装置，用于保持注入流体的容器使其与所述输液泵组件的流体入口连通，所述收纳装置和所述承载框架具有结合用的连接装置，用于使所述框架连接到所述收纳装置上，使所述外接端子连接到所述第一端子。

据此，得到一种灵活的系统，其中，任意数量的接收器装置可相邻排列，而且相对于运送输液泵和相应的病人而言，获得了更大的灵活性。

#### 附图说明

下面，本发明将结合附图中仅通过举例展示的不同实施例作更详细地解释，其中

图 1 是根据本发明的便携式输液泵组件的第一实施例的立体示意图；

图 2 是图 1 所示便携式输液泵组件的第一实施例的正面局部剖视图；

图 3 是图 1 和 2 所示便携式输液泵组件的第一实施例内部示意图，展示

了其中的流道；

图 4 是图 1、2 及 3 所示便携式输液泵组件的第一实施例的一种可能的使用状态示意图；

图 5 是展示图 1-4 所示便携式输液泵组件的第一实施例位于固定充装和紧固系统中以提供固定输液泵系统的立体示意图；

图 6 和 7 是展示根据本发明第一实施例的泵致动器在两个不同位置的示意图，即图 6 的启动销完全缩回位置与图 7 的启动销完全伸出状态示意图；

图 8 和 9 分别是根据本发明泵致动器的第二和第三实施例的致动器示意图；

图 10-12 是根据本发明致动器第四实施例操作过程的三个阶段的示意图；

图 13 致动器是根据本发明致动器致动器所使用的不同偏压系统的形状记忆合金线用于不同的偏置系统的收缩/力的两条曲线图表；

图 14 是由图 10-12 致动器活塞所示致动器制动的柱塞泵柱塞位移量 (mm) 与不同力 (牛顿) 之间关系的图表；

图 15 和 16 是与图 2 相似的根据本发明第二实施例的输液泵组件的示意图，显示分别使用如图 6-7 及图 10-12 致动器致动器的形状记忆合金致动器作为泵致动器的示意图；

图 17 是根据本发明使用 SMA 致动器的流体泵系统抽运周期中不同阶段的次序排列示意图；

图 18 是包含于图 17 泵系统中 SMA 致动器的两个操作阶段的示意图；

图 19 是展示用于根据本发明使用于输液泵的形状记忆合金驱动马达的第一实施例的示意图；

图 20 是展示用于根据本发明使用于输液泵的形状记忆合金驱动马达的第二实施例的示意图；

图 21 是特别适用于向糖尿病病人注入胰岛素的根据本发明注入装置的局部截面示意图；

图 22 是图 21 中所示装置的计量注射和驱动器的示意图，

图 23 是结合于图 21 所示装置的致动器和计量注射器的第二实施例示意图；

图 24 是结合于图 21 所示装置使用的齿条 SMA 传动装置示意图；

图 25 是展示如图 1-4 所示的固定充装紧固系统中提供固定输液泵系统

的便携式输液泵组件第一实施例的另一种应用方式的立体示意图，以及

图 26 是图 25 中系统各部件的立体示意图。

### 具体实施方式

在附图中，公开了便携式输液泵组件或装置的第一实施例，全部以标记 10 作为其指示。装置 10 包括一壳体，其由分别构成前后壳体部件的类似贝壳的两壳体部件 12 和 14 构成壳体。该前后壳体部分 12 和 14 分别易于拆卸，允许使用者进入装置内部，以更换内部流体管路部件，这些部件将在下面结合图 3 更详细描述，其由一个任意的预先消毒的部件构成，其在使用后易于拆卸，并易于使用前替换。壳体一使装置 10 固定到皮带或带子上的卡扣 16 从壳体部分 14 的后侧延伸。可以理解，除非另有所指，上、下、前、后等术语，在本文中定义由装置 10 欲应用为设置在垂直或基本直立位置的装置所确定的位置或方位，，例如通过卡扣 16 设置到使用者的带子上或在使用者的外部或相对于使用者的非植入方式设置。

在前壳部分 12 中，设有一显示部 20，其包括两组分别以 22 和 24 标示的两位数字，以显示注入操作已过去的或剩余的时间，分别以分钟和小时，或分别以秒和分钟为单位，或显示代表输入流体供应的数字，如每单位时间的注入量，例如每 ml/小时。显示部 20 进一步包括一显示区 26，用于提醒使用者和/或一般人操作输液泵装置 10 或照料使用者关于装置的操作模式，例如待机或运转信息。更进一步，该显示部 20 包括数个单独的相互垂直排列的显示区，并位于待机/运转显示区 26 之上，其中之一是由标记 28 标示。这些独立的显示区 28，用于显示诸如操作模式信息，例如装置处于程序模式的信息，二位数字显示区 22、24 显示何种信息的信息，例如注入操作的剩余时间、注入操作的总时间，装置是否运转或将要启动，或其他相关的显示给使用者或操作者的信息。显示部 20 进一步包括三个单独的警告显示区 30、32 和 34，分别用于提醒使用者输液泵管路中有空气、压力故障或失灵，或电压过低等。另一显示区 36 提醒使用者或操作者现用的或编写的程序次序，其通过一位数字显示区 38 来表示。显示部 20 上的三位数字显示区 40 表示给使用者或操作者的以每小时 ml 或类似的相关计量或比率的注入量信息。

显示部 20 下面设置有包括一组按键的键盘 42，按键中之一，由标记 44 所指示的，用于让使用者/操作者控制便携式输液泵组件 10 进行特定的运转或通过增加显示在 1-、2-或 3 位显示区中的特定数字以显示的方式，如显示装置 22、24、38 和 40，在特定的程序排列间对装置输入指令，通过增加或

降低所涉及的数字并通过变换对应于显示部 20 上各单独显示的指示标志使使用者/操作者变更运转模式，或在装置的不同预设程序之间变换。

在组件或装置 10 的包括壳部 12 和 14 的壳体的一侧壁上，设有两个端子 46 和 48，用于使装置 10 连接到充电装置，向装置内置的充电电池组或电池提供电力。端子 46 和 48 可另外或附加作为输入/输出端子，用于在装置 10 与外接装置或设备，例如外接数据记录或监测装置之间建立联系，或者更进一步与外接处理器如个人计算机或数据记录装置联系。再进一步，装置 10 可设有常规的输入/输出端子，例如传统的 RS232 端子，用于在装置 10 和外接的计算机，如上面指出的个人计算机之间建立联系，以处理由装置产生的有关装置操作模式的数据，以及还由装置或辅助设备产生的附加数据，例如表示装置 10 所供应的注入液体的温度数据，或外接的测量或监测设备提供的数据。在装置 10 壳体的顶壁，设有两个凹槽，用于安置两个管道连接头 50 和 52，它们分别构成上述流体管路元件的流体入口和出口，而所述的流体管路元件将结合图 3 作进一步的详细描述。根据图 2 中明显展示的，另一个流体出口 54 设置在装置 10 壳体的底壁与流体出口 52 相对。

图 2 中，公开了便携式输液泵组或装置 10 的内部结构，展示出流体入口 50 和流体出口 52 及 54。图 2 中，标号 56 和 58 指示出两个印刷电路板，包括装置的电子电路、可充电的电源组或电池电路，以及控制包括注入操作在内的装置的整个运转的 CPU 电路。另外，装置的电子电路可包括在一块印刷电路板中，或也可以是三块或更多的印刷电路板中。内置的充电电池组或电池如标记 60 所指示。

图 2 中，公开了便携式输液泵装置 10 内部的流通系统，其包括上述一次性和可更换的流体管路部件，还包括连接到流体入口 50 的流入管 62。两个电容检测器 64 和 66 安装在流入管 62 上，并与印刷电路板 56 和 58 上的装置的电子电路连接，用以检测输入到流体入口 50 的注入液中出现的气泡，若有的话。在其输出端，流入管 62 连接有一第一止回阀 68，其构成泵壳部 70 的入口，在泵壳部 70 中设一内部流体通道，其将在下面结合附图 3 被详细描述，该流体通道终止于一出口或第二止回阀 72 处，该处两条分支的输出管 74 和 76 分别与流体出口 54 和 52 连通。为了通过流体出口 52 和 54 之一传输由流体入口 50 输入到便携式输液泵组件 10 的及注入液或其他液体，设置一个柱塞泵致动器 78。便携式输液泵的内部流通系统，包括流体入口 50，流入管 62，沿流入管 62 设置的电容检测器 64 和 66，第一止回阀 68，泵壳

部 70，出口止回阀 72，排出管 74 和 76，以及出口 52 和 54，它们共同构成一个将在下面结合附图 3 进行更详细描述地集成在一起的一次性可更换的流体通道部件。

图 3 中，更详细地展示了止回阀的内部以及泵壳部 70。第一止回阀 68 基本上包括一中心圆筒壳体部 80，从此处，向上延伸一圆台体的顶部 81，其与流入管 62 连通，并在圆台体顶部 81 和圆筒壳体部 80 之间的转换处卡设一入口过滤件 82。该圆筒壳体部 80 包括一环形口部 84，其通过一可向下偏移的密封隔膜 86 密封在初始的或未启动的位置。施加到密封隔膜 86 下面的压力低于施加到密封隔膜 86 上面的压力，密封隔膜 86 被向下推，使液体流经中心环形件 84 的中心孔并进一步流过一个相对于密封隔膜 86 的中心偏心的孔道 87。

第一止回阀 68 连通泵壳部 70 的入口通道 88，其终止在限定于向上突出的环形顶壳体部 90 内的内腔处，在环形顶壳体部 90 中柱塞泵致动器 78 的一往复式柱塞 94 可在往复对接销 96 的方向上移动，所述对接销 96 将入口通道 88 与出口通道 98 分隔开。柱塞泵 78 的往复式柱塞与环形顶壳体部 90 内表面之间的间隙通过高弹性的密封垫 92 密封。

出口通道 98 连通上述第二止回阀 72，该第二止回阀 72 与上述的第一止回阀 68 具有大致上相似的结构和功能，但与上述第一止回阀的不同之处在于，第二止回阀 72 不包括任何类似于过滤件 82 的过滤元件。该第二止回阀 72 包括一向下伸出的环形壳体部 100，其与泵壳体部 70 铸造成一体，但与如上述第一止回阀的环形壳体部 80 实现相同的功能。一类似于上述圆台形壳体部 81 向下伸出的圆台形壳体部 101 从环形壳体部 100 延伸，与排出管 74 连通，同样地与上述结合附图 2 的排出管 76 相通。环形壳体部 100 内，安装有一与上述密封隔膜 86 相似的密封隔膜 102，其包括类似于上述孔 87 的孔 103。密封隔膜 102 连通一与出口通道 98 相通的锥形孔 99，以阻断与出口通道 98 的接通，穿过锥形孔 99 到排出管 74，密封隔膜 102 坐落在限定锥形孔 99 下边界的相邻下表面上。

便携式输液泵组件 10 的运作以下列方式实施。起初，第一止回阀 68 和第二止回阀 72 位于它们初始的密封位置上。也可以假定为液体处于流入管 62、入口通道 88、出口通道 98 及排出管 74 中。柱塞泵致动器 78 通过输入使往复式柱塞 94 向上或向下移动的电信号来启动，例如一个交变的电子信号或一个脉冲电子信号柱塞。柱塞泵致动器 78 将在下面结合附图 6-12 进行



更详细的描述。柱塞 94 相对于柱塞泵 78 的方位被向下推动，如图 3 所示。

假设往复式柱塞 94 的第一次移动是向上的，通过密封垫 92 下面所限定体积的增加，在入口通道 88 和出口通道 98 中产生了一个相对的真空。通过在入口通道 88 中建立一相对真空，因可偏移的密封隔膜 86 向下移动，第一止回阀 68 被启动，导致液体通过上述中心环状部 84 上的中心孔流向入口通道 88。同时，出口通道 98 中的相对真空在偏置的密封隔膜 102 上方产生一个相对真空，施加或推动密封隔膜处于密封状态，靠紧在围绕并确定圆锥形孔 99 的壁部上，以防止穿过第二止回阀 72 自由流动，并由此阻挡来自出口通道 98 的液体流向排出管 74。概括地讲，在往复式柱塞 94 的上升过程中，第一止回阀 68 被启动打开，而第二止回阀 72 被阻断。

当往复式柱塞向下移动时，在入口通道 88 和出口通道 98 中产生一个相对增加的压力，第一和第二止回阀的操作被转换，因为入口通道 88 中相对增加的压力使第一止回阀 68 阻断并密封，而出口通道 98 中增加的压力使第二止回阀 72 打开，使在出口通道 98 中的流体受力通过锥形通道 99，通过密封隔膜 102 上的孔 103 并进一步进入排出管 74。传输速度及液体从排出管 74 的流动结果是通过柱塞泵致动器 78 的运作速度控制的，因为往复式柱塞 94 的往复频率的增加增大流体或液体从流入管 62 到排出管 74 的流动速率。

第二止回阀 72 上方设置有一旁通阀，包括一密封隔膜 104，其动作由旋钮 108 的中央杆件 106 操作，以驱使密封隔膜 104 进入密封并贴紧于设置在上述锥形孔 99 上方并与其对准的锥形孔 105 上。倘若锥形孔 105 被密封隔膜 104 密封，旁通阀处于非运作状态。倘若密封隔膜 104 随旋钮 108 的转动带动调节杆 106 上升而使其从密封并紧靠锥形孔 105 的位置抬起，通过旁路 110 与出口通道 98 连通被建立起来，疏通从出口通道 98 穿过锥形通道 99 的连通，使流体从出口通道 98 穿过旁路 110 并进一步穿过密封隔膜 102 的孔 103 流通，因此使密封隔膜 102 在旁通阀运作期间不起作用。

柱塞泵致动器 78 可构成便携式输液泵组件或装置 10 的可更换部件，其可设置一个特定的冲程，并因此在每一冲程下得到一个特定的流量。因此，致动器 78 最好设置一与装置 10 的电子电路开关相配合的开关，用于向装置 10 的电子电路的微处理器传达目前安装在装置 10 内的柱塞泵致动器的类型。向微处理器提供目前装置 10 中柱塞泵类型信息的技术目前可通过公知的数字技术装置 10 达到，例如其中的编码开关装置、光学电容或感应读出器，或直接通过反馈电路装置 10 监控柱塞泵致动器的工作速率。

图 3 中, 展示了一流入管 112, 其从流入管 62 通过图 3 中未示但在图 2 中示出的流体入口 50 到注入袋 114 建立了连通关系, 注入袋 114 可由一仅包含生理液体或附加或替代为混释在适当液体中的药物或血浆的注入液的注入袋构成。从便携式输液泵组件 10 的排出管 74 的排出, 如图 4 所示, 通过一图 3 中未示但在图 2 中示出的流体出口 54, 连接到一排出管 116, 该外接的排出管 116 与一基本为传统结构的套管组件 118 连通。

流入管 112 和排出管 116 可构成分别通过入口和出口 50 和 52, 或另一个出口 54 连接到输液泵组件 10 独立的流入和排出管。可选择地, 并最好是, 流入管 112 和排出管 116 构成如图 3 所示的一次性可更换的流体通道部件的一体部件, 该流体通道部件与柱塞泵致动器 78 配合并被其启动。进一步可选择地, 注入袋 114 可以成形并设置于一个容器装置中, 该容器装置可成形为使注入袋 114 可容纳并支撑在输液泵组件或装置 10 顶端的结构, 而如上面所指出的容器装置被简单地连接并支撑到便携式注入组件或装置 10 的壳体。

液体从注入袋 104 的注入进一步在图 4 中示出, 其中, 便携式输液泵 10 通过皮带或带子 122 被相对安置并固定在人体 120 上, 在皮带或带子 122 上注入袋 114 被进一步固定。图 4 中, 外接流入管 112、外接排出管 116 和套管组件 118 也被示出。

图 5 中, 上述的便携式输液泵组件或装置 10 的第一实施例展示为成对安置在固定接收器 140 中, 该接收器 140 中限定有许多 142 容置间。每个容置间 142 设有一组充电端子, 用于与安置在所述接收器容置间 142 中的装置或组件 10 的充电端子 46 和 48 建立导电连接, 以此通过来自容置装置 140 的主电源装置的电能供应来向装置或组件内置的可充电电池组或电池充电, 其中, 主电源供应装置通过一个螺线形的以主插头 150 为端头的主电源线 148 插置在一 AC 电源插座 152 中来接收电力。

接收器装置 140 进一步包括一组指示灯 144 和 146。倘若相应于特定接收器容置间 142 的指示灯 144 和 146 一个也没熄灭, 该指示通知使用者或操作者所述接收器容置间中没有进行充电操作。倘若便携式输液泵组件容置在特定的接收器容置间 142 中, 相应于该接收器容置间的指示灯 144 和 146 之一熄灭, 其中之一是向使用者或操作者表示所述的便携式输液泵组件将充电, 或者, 另一个指示灯点亮, 则向使用者或操作者表示便携式输液泵组件已被充足电并准备待用。其他信息显示模式, 例如表示便携式输液泵中的充

电电池组件或电池故障的灯光闪烁，当然也是容易被推断。

与输液泵，特别是便携式医学输液泵相关，重要的是通过非常紧凑的致动器完成泵作用，其尽可能安静，并且伴随尽可能低的能耗及尽可能少的费热产生地完成功能。。

根据本发明，图 2 和 3 中的泵致动器 78 是形状记忆合金致动器，其体现了所有上述特性。致动器数个形状记忆合金致动器在医用输液泵中作为泵致动器将在下面描述，可以明了这些致动器作为如图 2 和 3 中所示的泵致动器 78 特别有用致动器。

参见图 6 和 7，设置有一以圆盘 1' 形式的可枢轴转动体，以围绕一固定连接到致动器未示出的框架上的中枢 2' 枢轴旋转，圆盘 1' 设置有外围伸出部 3' 和轭状外围伸出部 5'。一张紧的螺旋弹簧 6' 以其一端可枢转地与一固定到所述框架的固定销 7' 连接，其另一端可枢转地连接到固定连接到外围伸出部 3' 上的固定销 8' 上。

两条形状记忆合金金属线或丝 9' 和 10'，例如由美国加利福尼亚 Costa Mesa 的 DYNALLOY 公司供应的，商标为 FLEXINOL 的镍钛合金或镍钛诺，其一端可分别连接到固定连接到所述框架上的导电端子 11' 和 12' 上。

各条金属线 9' 和 10' 的另一端连接到固定连接在圆盘 1' 外围的导电端子 13' 上。金属线 9' 和 10' 沿圆盘 1' 的圆周延伸，这样金属线 9' 和 10' 当张紧时沿圆周延伸并被其支撑。附图中，基于清楚的原因，金属线 9' 和 10' 显示为与所述圆周相隔离。

一具有两臂 15' 和 16' 的滑动体 14' 被设置用于在两连接到框架上的挡销 17' 和 18' 之间滑动。一安装在滑动体 14' 上的销 19' 容纳在轭状伸出部 5' 的分叉 5a' 间，这样当圆盘 1' 从如图 6 所示的位置向图 7 所示的位置枢轴转动时，销 19' 可在分叉间自由滑动和旋转，因此使滑动体 14' 从抵靠挡销 18' 的位置向抵靠挡销 17' 的位置滑移，臂 15' 作为致动器的活动销，被充分地伸出。

一非接触式传感器 20' 安装在框架上，并连接到未示出的导电体上以从传感器向未示出的接收器传送信号。端子 11' 和 12' 同样地分别连接到未示出的导电体上，并连接到未示出的电源上以向金属线 9' 和 10' 供电，产生电阻热，端子 13' 同样通过未示出的导电体连接到未示出的电源上以闭合电阻加热回路。

使用中，金属线 9' 和 10' 被间歇地加热到形状记忆合金的变形或相变温度（从马氏体到奥氏体状态），该温度对于镍钛诺而言，大约为 90°C。据此，

金属线的长度被缩短。当金属线被冷却到低于  $90^{\circ}\text{C}$ ，其长度转为正常，即金属线变长。缩短动作发生的速度，即收缩时间，直接与输入的电流，亦即与施加在端子 11'或 12'和 13'上的电压相关。

在图 6 所示的位置中，中间的圆盘 1'在其最外面的逆时针位置上，臂 15'完全缩进，金属线 9'冷却到  $90^{\circ}\text{C}$  以下，同时金属线 10'通过施加到端子 12'和 13'之间的电压使电流流过金属线 10'而加热到高于  $90^{\circ}\text{C}$ 。该圆盘 1'因而通过金属线 10'施加的收缩力以逆时针方向旋转到所示位置。

下一步，金属线 10'冷却到  $90^{\circ}\text{C}$  以下，因而伸长到如图 6 中虚线 10a'所示的形状。致动器现在准备驱使臂 15'向左伸出，臂 15'的端部将与未示出的柱塞 94 相接触，并在臂 15'向如图 7 所示的向左伸出的位置移动间对其进行推压或驱动。

之后或同时，金属线 9'被加热到  $90^{\circ}\text{C}$  以上，因此其收缩并在圆盘 1'上产生一个顺时针方向的力，枢轴转动圆盘 1 绕枢轴 2'顺时针旋转，越过圆盘 1'和弹簧 6'的平衡位置，此时，弹簧 6'的固定销 7'和 8'与枢轴 2'排成直线。

当圆盘 1'顺时针方向转过所述的平衡点时，弹簧 7'施加的张紧力将继续使圆盘 1'顺时针旋转到如图 7 所示的位置，臂 15'完全伸出，而尽管仍在  $90^{\circ}\text{C}$  以上金属线 9'却松弛。这就是致动器的实际触发移动，其中，通过伸出部 5'施加到滑动体 14'的力增加，因为由弹簧 6'施加到中间圆盘 1'的张紧力相对于枢轴 2'或圆盘 1'旋转轴的力臂或力矩臂增加。

当该力在完成致动器功能为必须的致动器应用中，例如图 3 所示对泵柱塞 94 的推压作用，其在启动冲程中增加，所述随圆盘 1'转动弹簧力矩的增加，是非常有益的功能，将在下面结合图 13 和 14 作更详细的解释。

在启动冲程间致动器驱动力的增加，亦可通过在启动冲程中减小从销 19'到枢轴 2'或圆盘 1'旋转轴之间的距离来达到或增强，据此，通过轭形伸出部 5'施加在销 19'上的移动力相对于枢轴 2'的力矩或力臂是减小的，并因此在启动冲程间移动力增加。所述距离的缩短可从图 6 所示的启动冲程的起始位置到图 7 所示的启动冲程的终点位置看出。

最后，金属线 10'被加热到  $90^{\circ}\text{C}$  以上，这样其收缩并枢轴转动圆盘 1'返回到图 6 所示的位置，藉此驱动循环准备重复进行。

金属线 10'的长度大于金属线 9'的长度，因为金属线 10'的收缩或缩短必须足够大以枢轴转动圆盘 1'从图 7 所示的位置越过上述的平衡点，而金属线 9'的缩短只需满足使圆盘 1'从图 6 所示的位置枢轴转动越过所述平衡点。

加热越过相变温度时，镍钛诺金属线典型地收缩大约在 3%-6%。金属线 10' 未收缩时的长度必须足够长，以确保未收缩的金属线能完全伸出在如图 7 所示的位置，并且当圆盘 1' 在逆时针方向至少稍微越过所述平衡点时收缩的金属线 10' 充分伸展，即金属线 10' 未收缩的长度大约需要 22-25 倍于端子 13' 在图 7 所示位置到平衡点位置间的行进距离长度。

由金属线 9' 和 10' 发出的所需收缩力是相当不同的，因为金属线 9' 的收缩力仅需要抵消弹簧 6' 的如图 6 中所示的相对较小的扭臂产生的弹簧力的扭矩或力矩，而金属线 10' 的收缩力必须克服相对更大的图 7 所示弹簧力的扭矩。镍钛诺金属线的收缩力随其直径或截面面积的增加而增加。因此，金属线 10' 的截面面积比金属线 9' 的截面面积相当大，或者，可为相同面积的多根金属线 10'。

如果金属线 10' 的冷却时间必须尽可能短，选择后种可能性，这样驱动循环的间隔可尽可能短。具有一定总截面面积的若干小直径金属线将比相同截面面积的单股大直径金属线冷却得更快。

每次当伸出部 3' 处于图 7 所示位置时由非接触式传感器 20' 发出的信号，可用于许多不同的目的，例如仅用于监控致动器的正确功能或控制金属线 9' 和 10' 加热定时，并由此控制滑动体 14' 的动作冲程定时。自然地，非接触式传感器或用于感测圆盘 1' 位置的任何其他类型的传感器的位置，可根据具体目的不同而改变，而且可以在不同的位置设置数个此类传感器，例如用于完成对致动器动作效果定时的更复杂控制。

现参见图 8，此实施例与图 6-7 中的不同，其中对每一加热和冷却循环可获得双重的动作效果，在这种情况下的形状记忆金属线 21' 和 22' 具有相同长度和截面积。圆盘 1' 逆时针和顺时针的旋转分别通过止挡销 23' 和 24' 进行限定。

驱动体驱动件可以是类似于图 6-7 中部件 14' 的滑动体，在这种情况下，臂 15' 和臂 16' 执行驱动功能，或者，可通过例如臂 15' 的拉/推动作来执行驱动功能。

圆盘 1' 另外也可设置一中心扭转轴，其作为枢轴 2' 的延伸相对于圆盘 1' 平面直角伸出，，这样通过例如往复旋转控制杆该扭转轴起到驱动作用驱动体。对本领域技术人员而言，许多不同形式的连接到圆盘 1' 上的驱动驱动体件是显而易见的。

在图 8 所示的位置上，圆盘 1' 在弹簧 6' 的逆时针力矩的影响下刚作完逆

时针驱动旋转，并准备开始通过加热金属线 21' 的顺时针旋转，据此，圆盘 1' 逆着弹簧力的逆时针力矩旋转，直至越过平衡点。之后，由弹簧力的顺时针力矩带动顺时针的驱动旋转。同时本实施例中，弹簧 6' 驱动力臂在驱动冲程中在两个方向上增加。

参见图 9，图 6-8 实施例的端子 13' 被结合有端子的邻接件 28' 代替，用于接近止挡销 24' 和 25'。更进一步，使用了另一种形式的偏置装置，称为活塞缸筒机构，包括有枢转连接到销 7' 上的受压缸 24'、活塞 26' 以及通过销 27' 枢转连接到圆盘 1' 上的活塞杆 25'。

活塞缸筒机构 24'-25' 起到了压缩弹簧的作用，并事实上可被一个压缩弹簧代替。图 9 中，圆盘 1' 位于平衡点位置，其中销 7'、销 27' 和枢轴 2' 排成直线，这样通过活塞杆 25' 施加到圆盘 1' 上的压力在圆盘 1' 上不产生任何扭矩。在图 9 所示的位置，金属线 22' 收缩，并转动圆盘逆时针越过平衡点。当平衡点一被越过，来自活塞杆 25' 的扭矩就将导致圆盘 1' 逆时针旋转直到部件 28' 靠接在止挡销 23' 上，因此，将以非常类似于上述图 8 中的方式开始顺时针的旋转。

图 6-7 中的张紧弹簧 6' 也可以被一个类似于图 9 中布置的活塞缸筒机构或压缩弹簧代替。

现参见图 10-12，设置有一在形状记忆合金金属线 31' 及双臂杆 32' 作用下可沿箭头 R1 和 R2 方向直线移动的驱动体 30'。

金属线 31' 的一端在 33' 处连接到驱动体 30' 上，其另一端连接到致动器未示出框架上的一个固定部 37a' 上，金属线 31' 延伸绕过一枢转安装在可沿箭头 R1 和 R2 方向移动的滑杆 35' 上的滑轮 34' 上。一压缩弹簧 36' 设置在驱动体 30' 和滑杆 35' 之间，并延伸穿过所述框架固定部 37' 上的一个通道。

双臂杆 32' 绕枢轴 38' 枢轴转动地设置，杆的一个臂 39' 邻接驱动体 30' 上的销 40'，杆的另一臂 41' 在 42' 处连接到拉伸弹簧 43' 的一端，拉伸弹簧 43' 的另一端连接到所述框架的固定部 44' 上，这样驱动体 30' 沿箭头 R1 方向的移动通过中间杆 32' 的转动来拉紧弹簧 43'。

一棘爪或钩件 45' 绕枢轴 46' 可转动地设置，以此使钩件 45' 的钩或突出部 47' 可嵌合进驱动体 30' 上的一个匹配的凹槽 48' 中。一形状记忆合金金属线 49' 以其一端连接到钩件 45' 上，以其另一端连接到框架的固定部 50' 上。一压簧 51' 设置在固定部 50' 和钩件 45' 之间。使用中，驱动体 30' 在 R1 方向上的驱动冲程中，驱动体 30' 在箭头 R1 和 R2 方向上往复移动以驱动柱塞 94。

图 10 中，金属线 31' 被冷却到记忆合金（例如将金属线夹在涂有 PTFE 的铝轨中）的相变温度之下，其处于最大长度，并通过压缩弹簧 36' 的偏置动作保持拉紧。钩 47' 嵌合进凹槽 48' 中，并保持住驱动体 30' 以抵抗弹簧 43' 通过杠杆 32' 传递到销 40' 上的偏置力。金属线 49' 也处于冷状态并具有其最大长度。

当驱动冲程将被启动时，金属线 49' 加热到相变温度，并缩短或收缩，因此抵制弹簧 51' 的偏置力并枢轴转动构件 45'，这样钩 47' 拉出凹槽 48' 到如图 11 所示的释放位置。这样在弹簧 43' 枢转的杠杆 32' 作用下，驱动体 30' 被释放沿 R1 方向移动。

在驱动体 30' 沿 R1 方向的驱动冲程期间，由弹簧 43' 施加的力相对于枢轴 38' 或杠杆 32' 的转轴的杠杆臂或力矩臂增加，这样当驱动体 30' 在 R1 方向移动时，通过臂 39' 施加在销 40' 上移动力增加。

同样地，驱动体 30' 在 R1 方向的驱动冲程期间，杠杆或通过由臂 39' 施加到销 40' 上的移动力相对于枢轴 38' 的杠杆臂或力矩臂减小，由此当驱动体 30' 在 R1 方向移动时，所述移动力增加。

当滑杆 35' 邻接固定的框部 37'，在 R1 方向上的驱动冲程将被终止，如图 11 所示。实用中，驱动冲程最好通过由被驱动的柱塞 94 对驱动体 30 的驱动冲程的阻力来停止，使冲程在滑杆 35' 邻接固定框部 37' 之前停止。

为了再次驱动致动器，金属线 49' 被冷却，使弹簧 51' 向其保持位置枢转构件 45'，同时，金属线 31' 被加热，直至其缩短并因此导致滑杆 35' 邻接固定的框部 37'，滑轮 34' 以顺时针方向旋转，而驱动体 30' 在 R2 方向上移动，与弹簧 43' 的力相抵抗，从而，当杠杆 32' 以逆时针方向枢转时弹簧 43' 拉长。当驱动体 30' 达到如图 12 所示位置时，钩 47' 压入凹槽 48'，然后金属线 31' 可以被冷却，这样图 10 的状态被重新建立以准备启动致动器的新驱动循环。弹簧 43' 的拉紧期间，通过金属线 31' 施加为该张紧所必须的力在驱动体 30 沿 R2 方向移动的起始是最大的，因为当驱动体 30' 在 R2 方向上移动时，弹簧 43' 力的最大的力矩臂和销 40' 在臂 39' 上旋转力的小力矩臂，以及通过金属线 31' 施加的力是减小的。在驱动致动器期间，对金属线 31' 中的力而言，这是一个有利的趋势，下面将结合图 13 和 14 对此进行更详细地解释。

为了配合根据本发明的致动器，其驱动冲程通过偏置装置施加的力运转，得到下述进一步的优点，其中，任何对驱动体驱动冲程的阻止，例如由于泵柱塞 94 被阻止，将只带来这样的结果：驱动冲程被终止，而不会损毁 SMA

金属线。如果驱动冲程在形状记忆合金金属线缩短的作用下完成，如果驱动冲程被阻断，所述金属线也许会被损坏或折断。

金属线 31' 通过滑轮 34' 获得的额外长度，对致动器的紧凑结构而言，有益于给出更长的驱动行程。

对金属线 31' 和 49' 的加热以类似于图 6-7 中对金属线 9' 和 10' 的方式，通过未示出的导电体连接其端点到根据本发明输液泵组件的电池组 60 来完成。

现参见图 13，曲线或线 80' 显示出 SMA 金属线在一个方向上对驱动体施加的力与驱动体由张紧弹簧在相反方向上收缩或缩短作用引起的偏置之间的关系。因为当其被金属线的收缩而拉伸时弹簧的弹性力成比例的增加，所以所示力随着收缩成比例的增加。

线或曲线 81 表达了针对图 6-9 所示实施例的收缩与力之间相应的曲线关系，其中，金属线 10'、22'、24' 和 31' 的力，在收缩或缩短的开始点是最大的，并且由于在上述驱动冲程中具有变化的力矩或力臂长度，所以金属线的收缩长度变得更大。

在这种方式下，获得了高系数的机械效率，因为对于给定的加热 SMA 金属线的输入能量而言，更长的收缩距离给驱动系统一增加的输入能量。

实际的曲线 81 不一定是直线，但是能反映在驱动冲程力矩臂或多个力矩臂不同的变化率。

现参见图 14 和图 10-12，一如图 10-12 所示的致动器通过其驱动体 30' 用于推压图 3 中所示的输液泵的柱塞 94。

柱塞 94 和驱动体 30' 在驱动体 30' 的驱动冲程中移动 0.2mm 至 3.4mm。用于移动柱塞的力大致相应地从大约 0.5N 至大约 2N，其中，该力由于柱塞达到其行程的端点而急剧增加。

通过弹簧 43' 向驱动体 30' 以及柱塞 94 施加的力，相应于 SMA 金属线 31' 中必须抵抗弹簧 43' 的杠杆作用力以拉回驱动体 30' 的张拉或力的曲线，以抛物线形式增加。

显然，如曲线显示，根据本发明的致动器可以产生一个随移动增加的力，这在许多应用中是非常有益的，如当所需力随柱塞的移动距离增加柱塞泵抽吸时。

现参阅图 15 和 16，输液泵组件 10 与图 2 所示的输液泵组件 10 非常相似，惟一的区别在于印刷电路板 56 和 58 的位置。如图 6-7 和 10-12 中的致



动器分别被用作图 15 和图 16 中的泵致动器 78。SMA 金属线通过电池组 60 供应用于加热的电流。图 6-7 和 10-12 的 SMA 致动器特别适合于推压泵隔膜 92 (见图 3), 因为当隔膜被压而流体压出进入导管 98 时, 所需完成该操作的力增加。再有, SMA 致动器的运转非常安静, 耗能低, 而且占用的空间有限且重量低。

作为一个例子, 对于每一泵压循环在 4 毫秒中对图 16 的 SMA 泵致动器的 SMA 金属线 31' 供应 4 安培电流, 而且输液泵推压循环的最大值通常要求 10,000 次循环/小时数量级次数。

现参阅图 17 和 18, 流体泵系统 60' 包括一弹性管 61', 其延伸通过或介于至少三个相邻设置的夹紧装置 62'-64'。如图 18 所示, 夹紧装置各包括一个可枢轴转动的棘爪 65', 设置为可向固定棘爪 66' 转动而将管 61' 在棘爪 65' 和 66' 之间伸展压平, 并且从固定棘爪 66' 枢转离开使管 61' 恢复其自然的张开形状。

各枢转棘爪 65' 连接到偏置装置如拉簧 67' 的一端, 而拉簧 67' 的另一端连接到未示出的框架上的固定部 68' 上。各枢转棘爪 65' 进一步连接到形状记忆合金金属线 69' 的一端, 金属线 69' 的另一端连接到所述框架的一个固定部 70' 上。棘爪 65' 通过弹簧 67' 抵压在棘爪 66' 上处于闭合位置而将管 61' 压平, 而当 SMA 金属线 69' 缩短或收缩, 通过枢转棘爪 65' 离开固定棘爪 66' 而将夹紧装置打开。

泵作用通过图 17 中由左至右的顺序达到, 左边第一步中, 所有三个夹紧装置 62'-64' 均夹紧, 而所有三条金属线 69' 冷却到相变温度之下并因此处于松弛状态。

从左面起第二步, 装置 63' 和 64' 通过对相应的金属线 69' 加热到相变温度以上而打开, 使流体以箭头 R5 指示的方向进入管 61' 的开放部。

从左面起第三步, 装置 64' 通过相应的金属线 69' 冷却而关闭, 这样相应的弹簧 67' 可将相应的棘爪 65' 拉抵防止管 61' 将其压平。据此, 一部分流体截留在管 61' 中的一个空间 71' 中。

从左面起第四步, 装置 62' 打开, 同时装置 63' 闭合, 由此空间 71' 中截留的部分流体被压沿箭头 R6 的方向流动, 其后, 装置 62' 闭合, 并且重新进入从左面起的第一步开始的新的泵循环。

如果使用多于三个的夹紧装置, 泵效率将得到提高。

此“指状”泵可替换如图 3、15 和 16 所示的泵系统以及止回阀 68 和 72,

并且，泵系统（管 61'）仍可通过从棘爪 65'和 66'之间穿过而替换，无需更换泵致动器。据此，得到一种极端便宜的可更换的泵。

夹紧装置 62'-64'的各棘爪 65'向固定棘爪 66'的枢轴转动可通过如图 6 中致动器的部件 15'或如图 5 中致动器的驱动体 30'来完成。

管 61'可替代地直接通过所述部件 15'或 30'压平，无需使用夹紧装置。据此，当替换管 61'非常简单时，就获得了一种特别简单的泵系统。

现参阅图 19，一锯齿轮或齿轮 55''可转动地设置在穿过传动马达未示出的框架上的动力输出轴 56''上。一具有边缘部 58''并嵌合在齿轮 55''的两个邻近的齿 59''之间的驱动体 57''设置于在实线所示的位置与虚线所示的位置之间的所述框架中。

一形状记忆合金金属线 60''以其一端连接到驱动体 57''上，另一端连接到所述框架的固定部 61''上。一一体或连接有一臂 63''的螺旋片或线簧 62''连接到所述框架上，这样所述臂 63''可绕其与自由端相对的一端旋转。臂 63''贴靠在驱动体 57''上的一个销 64''上。

一棘爪 65''可枢转地设置在枢轴 66''上，并通过拉伸弹簧 67''偏置，以稳定地贴靠在齿轮 55''的轮缘上。

使用中，齿轮 55'由驱动体 57''带动而顺时针方向旋转，所述驱动体 57''由弹簧 62''通过中间臂 63''施加到销 64''上的力带动由实线位置向虚线位置移动，由此齿轮向前推进一个齿 59''的宽度，棘爪 65''从处于一对齿 59''之间的锁定啮合以逆时针方向移动到下一对齿之间的锁定位置。

当齿轮通过棘爪 65''在逆时针方向上被锁定时，SMA 金属线 60''被加热缩短，据此，所述驱动体抵抗中间臂 63''施加到销 64''上的力从虚线位置移动到实线位置，从而压紧弹簧 62''。

当驱动体在驱动方向上从实线位置移动到虚线位置，在顺时针方向上由中间臂施加的移动相应于所述臂枢转点的杠杆臂或力矩臂是减小的，据此，由中间臂 63''施加到销 64''上的移动力增加。

现参阅图 20，其展示了一与图 19 的马达相似的 SMA 驱动马达，弹簧 62''和被拉伸弹簧 68''取代的中间臂 63''固定到驱动体 57''和未示出框架的固定部 69''上。

图 20 的马达运作与图 19 中的非常相似，只是通过弹簧 68''施加到驱动体 57''上的移动力是直接施加的，并随着移动距离以适当比例充分下降。

现参阅图 21，一输液泵 70''，特别适用于糖尿病人的胰岛素注入，包括

一壳体 71''，该壳体 71''包含有显示部 72''、ON/OFF 键 73''、印刷电路板 74''及未示出的电池组。这些元件作为本领域公知的内容，并可在由所附的权利要求定义的本发明范围内变化很大，无需进一步描述。

分配筒、安瓿或注射器 75''可更换地设置在壳体 71''中，并具有一排出嘴 76''，用于与一未示出的连接到病人的以传送流体，优选为胰岛素，的导管连通，连接到所述病人的注射器 75''以连续或根据预定次序的方式控制。

一活塞 77''可滑动地设置在注射器 75''中。一螺杆或芯轴 78''与活塞 77''邻接，用于将其向排出嘴 76''方向移动；并与一啮合于一由形状记忆合金马达驱动的小齿轮 80''的齿轮 79''啮合，用于向排出嘴 76''方向移动芯轴 78''。

现参阅图 22，展示了图 20 的 SMA 马达，其被设置并配合用于转动小齿轮 80''，使齿轮 55''的旋转经传动减速到一非常慢的芯轴 78''的旋转，从而以非常小的剂量分配注射器 75''中的液体或浆液。

图 19 的 SMA 马达，因为弹簧 62''的反向特性与结合图 13 和 14 所述的弹簧 68''的特性相比，可非常有益地以图 22 的结构取代图 19 的马达。

现参阅图 23，示出了一种不同的活塞运作方式的实施例，一双头活塞 81''通过可旋转地安装在芯轴 84''上的载体 83''上的臂 82''移动，使芯轴 84''的转动朝嘴 76''方向移动载体 83''、臂 82''以及活塞 81''，以排出注射器 75''中的液体或浆液。

芯轴与齿轮 85''相啮合，齿轮 85''与安装在图 19 所示 SMA 马达的轴 56''上的小齿轮 86''啮合，出于清楚的目的弹簧 67''没有示出。

现参阅图 24，一齿条 70''在 R4 方向上可移动地设置在未示出的框架上，一驱动体 71''在 R3 和 R4 方向或其横向可移动地设置。一 SMA 金属线 72''''连接到驱动体 71''''以及所述框架的固定部 73''''上。一连接到所述框架并与中间臂 75''''一体或连接的卷簧 74''''的，通过该中间臂 75''''以非常相似于图 19 中弹簧 62''的方式，在驱动体 71''''的销 76''''上施加一移动力。

齿条 70''''在 SMA 金属线 72''''的每一加热和冷却循环中在 R4 方向上前进一个齿 78''''宽度的距离，与图 19 中齿轮 55''通过图 19 中的金属线 60''、弹簧 62''、中间臂 63''和驱动体 57''转动的方式相同。

齿条 70''''可用于通过其前端部 77''''推动图 22 中的活塞 77''或图 23 中的活塞 81''，以通过所述筒体上的孔排空筒中的液体或浆液。

现参阅图 25 和 26，任意数量的具有流入管 112 和注入袋 114 的输液泵组件 10，，集合在个人系泊部位 100'的系统中，该系统设置于一未示出的标

准医院用架上，允许系泊部位 100' 处于水平可调的位置，使两个或多个系泊部位如图 25 所示相邻并排排列。

一具有通向电源和计算机的连线 102' 的配电和计算机连接线盒 101'，其也适于在其并排结构上邻接系泊位置 100'。

配线盒 101' 具有数个阴接座 103'，用于与相应的未示出的位于系泊位置 100' 侧壁的阳接座配合。一二极管 101a' 指示配线盒是否在运转中。每一系泊位置在相对的侧壁上具有数个阴接座 104'，与接座 103' 相同，用于与所述未示出的位于相邻系泊位置 100' 上的阳接座配合。

阴和阳接座向各泊位分配电能，并通过与在各输液泵 10 底部的未示出的相应的阳接座配合的阴接座 105' 向位于系泊位置中的各输液泵 10 分配电能。

各输液泵 10 通过承载框架 106' 挟持在两个臂 107' 之间，并支持在其底部平台 108' 上。一钩 109' 设置在承载框架 106' 上，用于钩住注入袋 114 的孔 110'。承载框架 106 进一步具有一上孔 111'，当输液泵 10 和袋 114 从系泊位置 100' 移下随病人离开固定的系泊位置排时用于接纳床或轮椅上的挂钩。

各系泊位置 100' 设置有三个二极管 112'，用于指示系泊位置的状态以及泵的电力供应、泵的状态、流体供应或其他期望显示的监控参数。各系泊位置进一步具有两个相对的槽，用于滑置承载框架 106' 的侧边。

图 25 的系统提供了非常大的灵活性，如每个病人的输液泵数量，以及用于病人的携带模式，无论其处于承载框架 106' 上还是从其上移开。

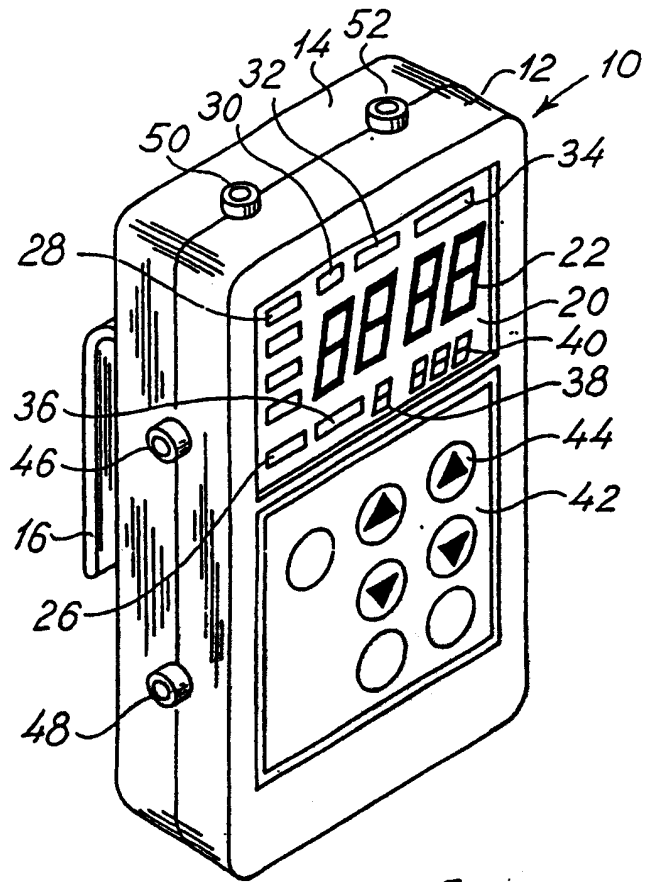


图 1

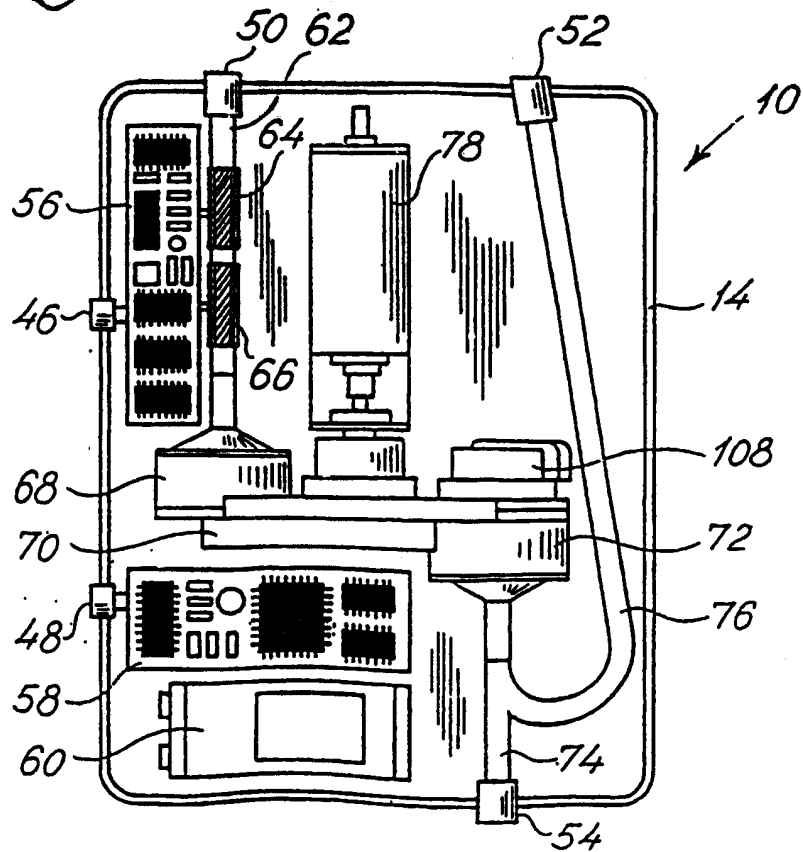


图 2

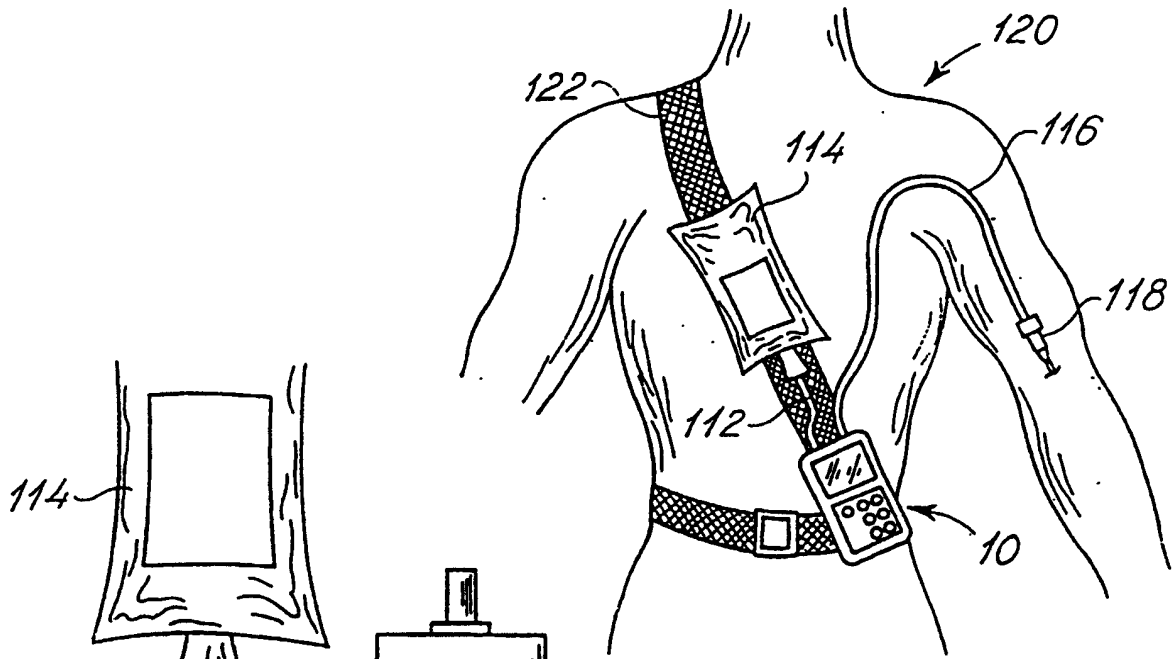


图 4

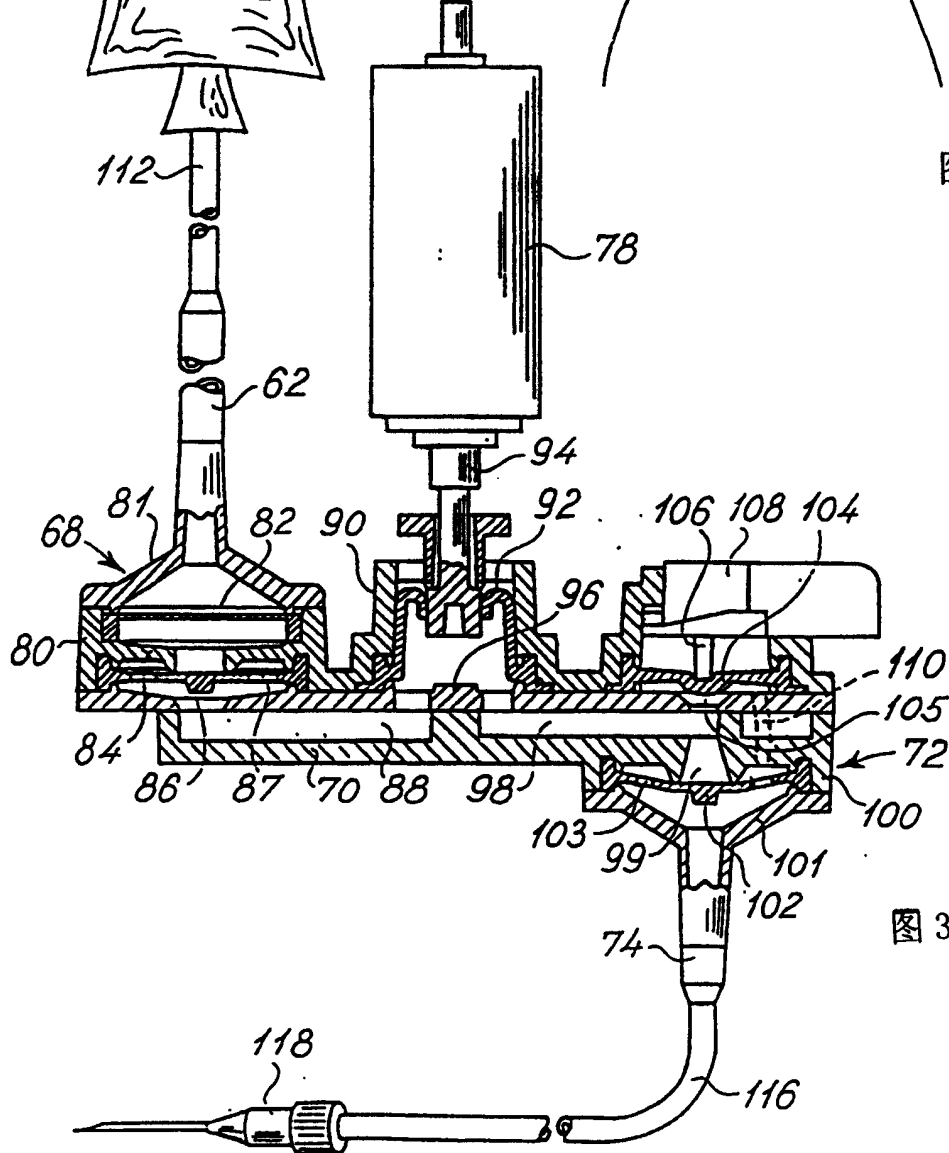


图 3

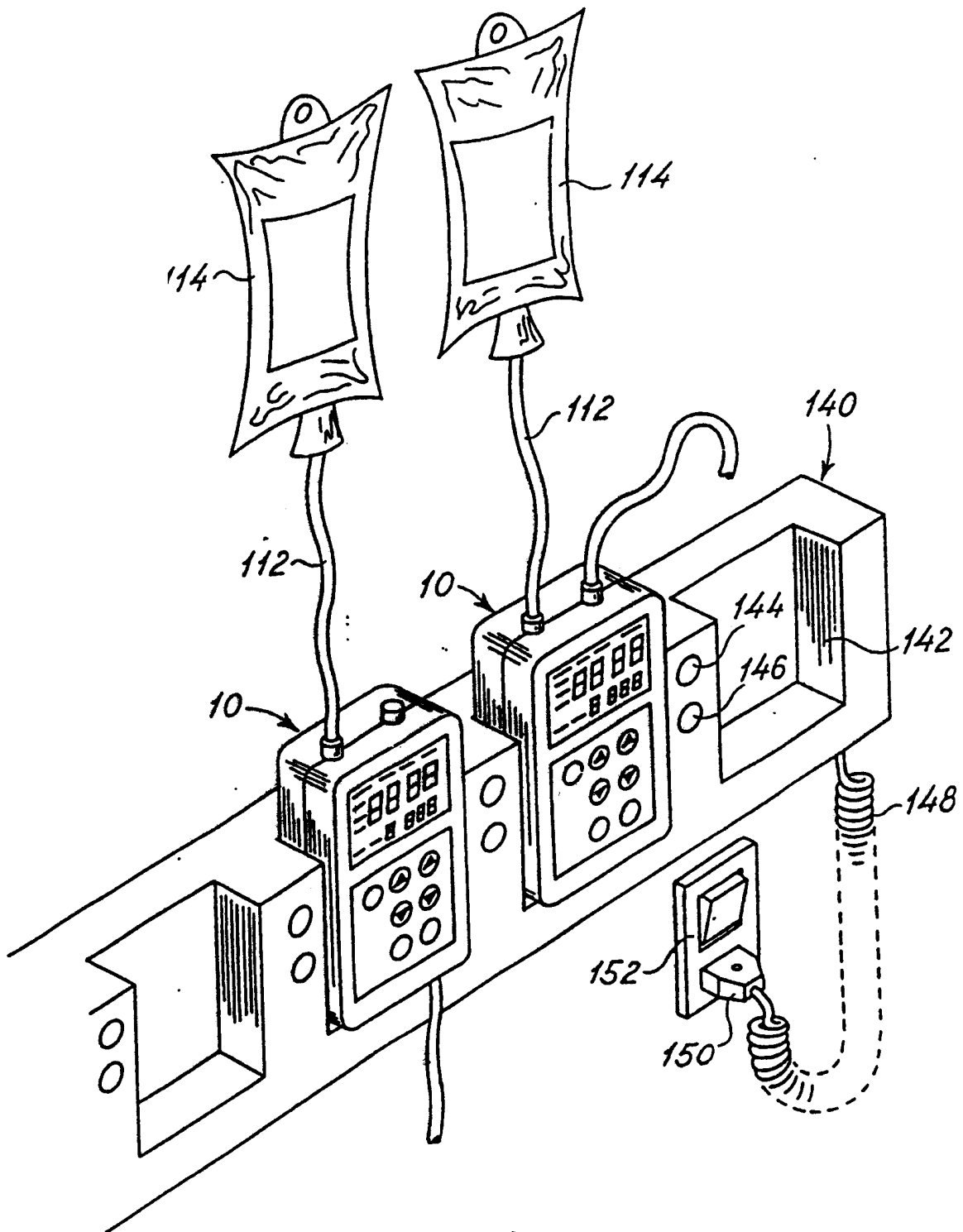


图 5

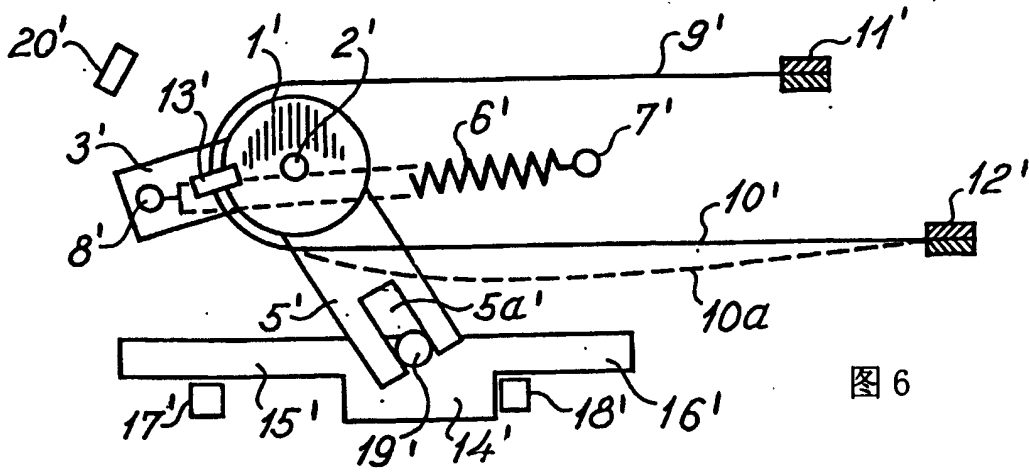


图 6

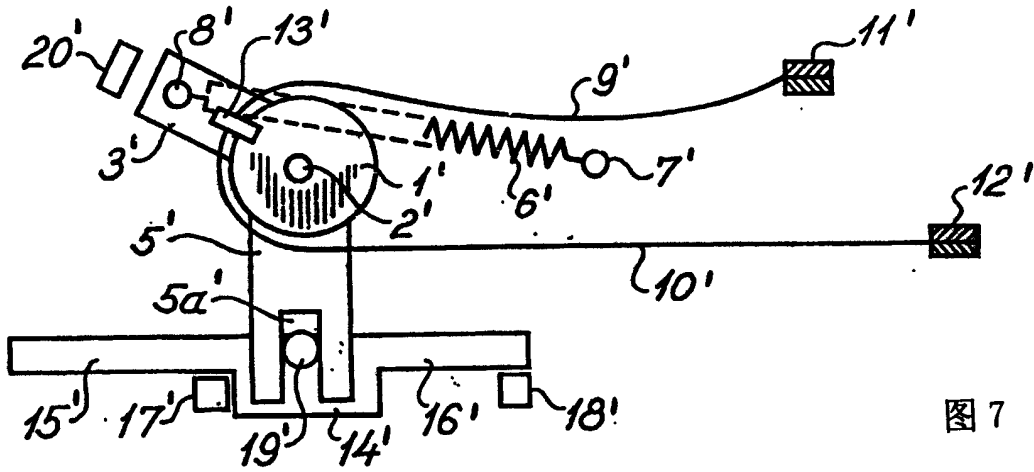


图 7

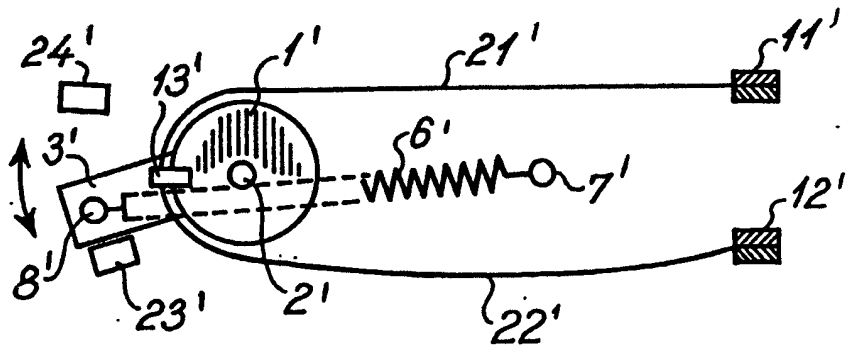


图 8

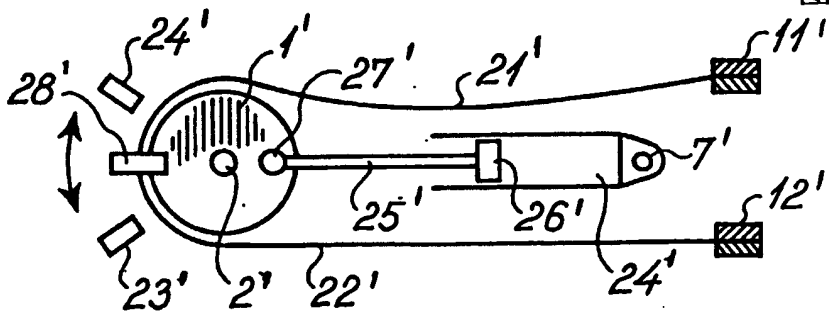
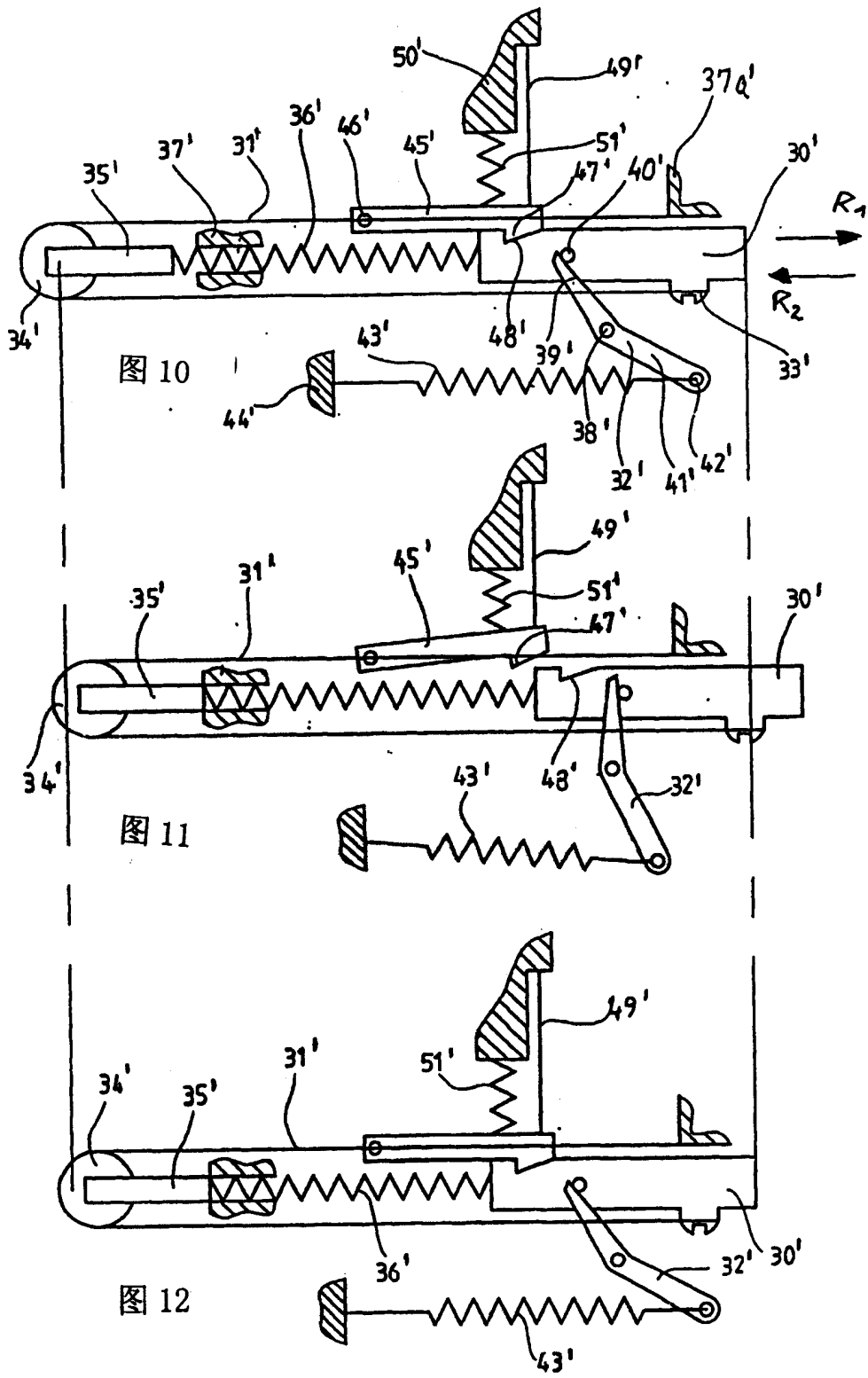
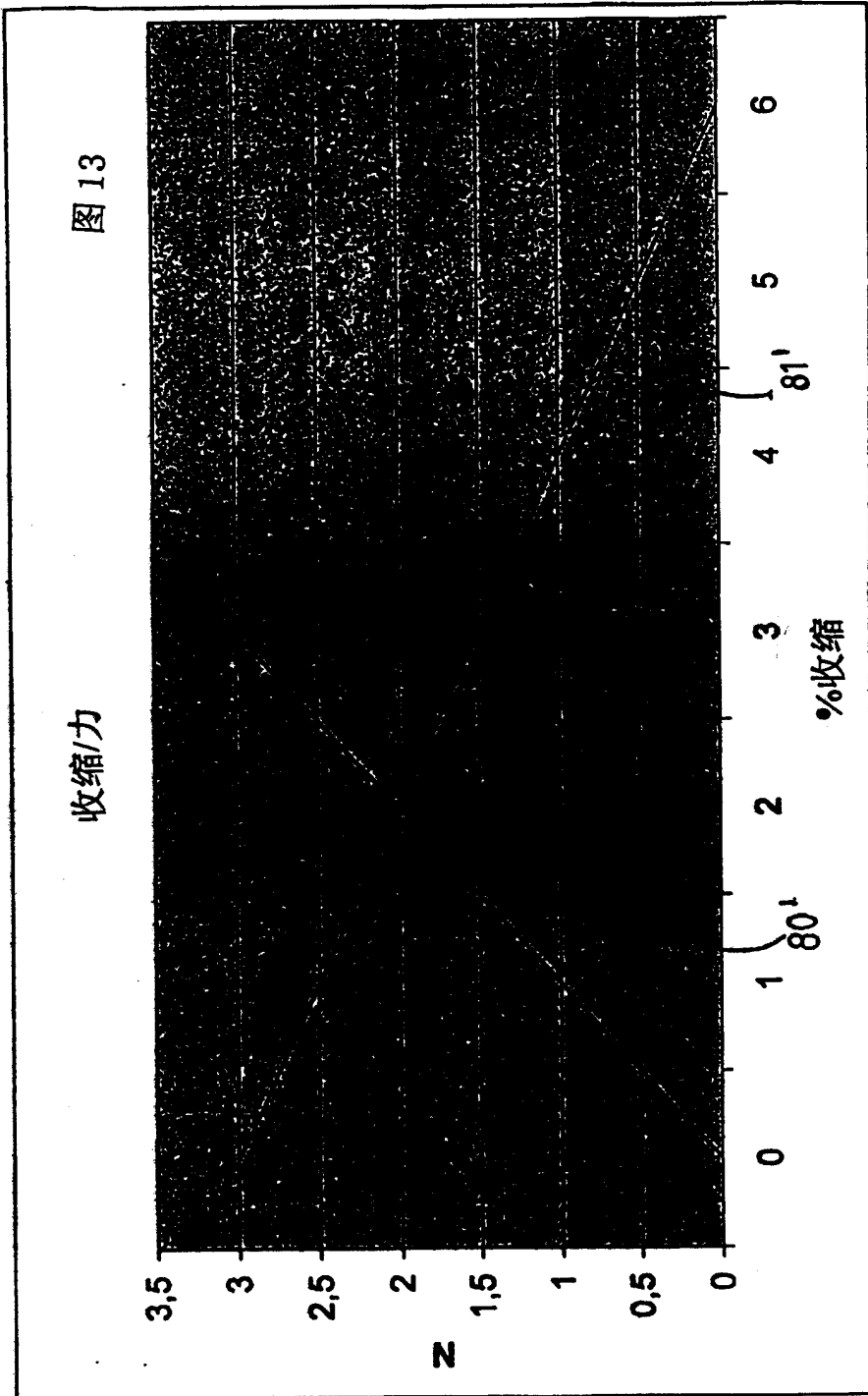


图 9







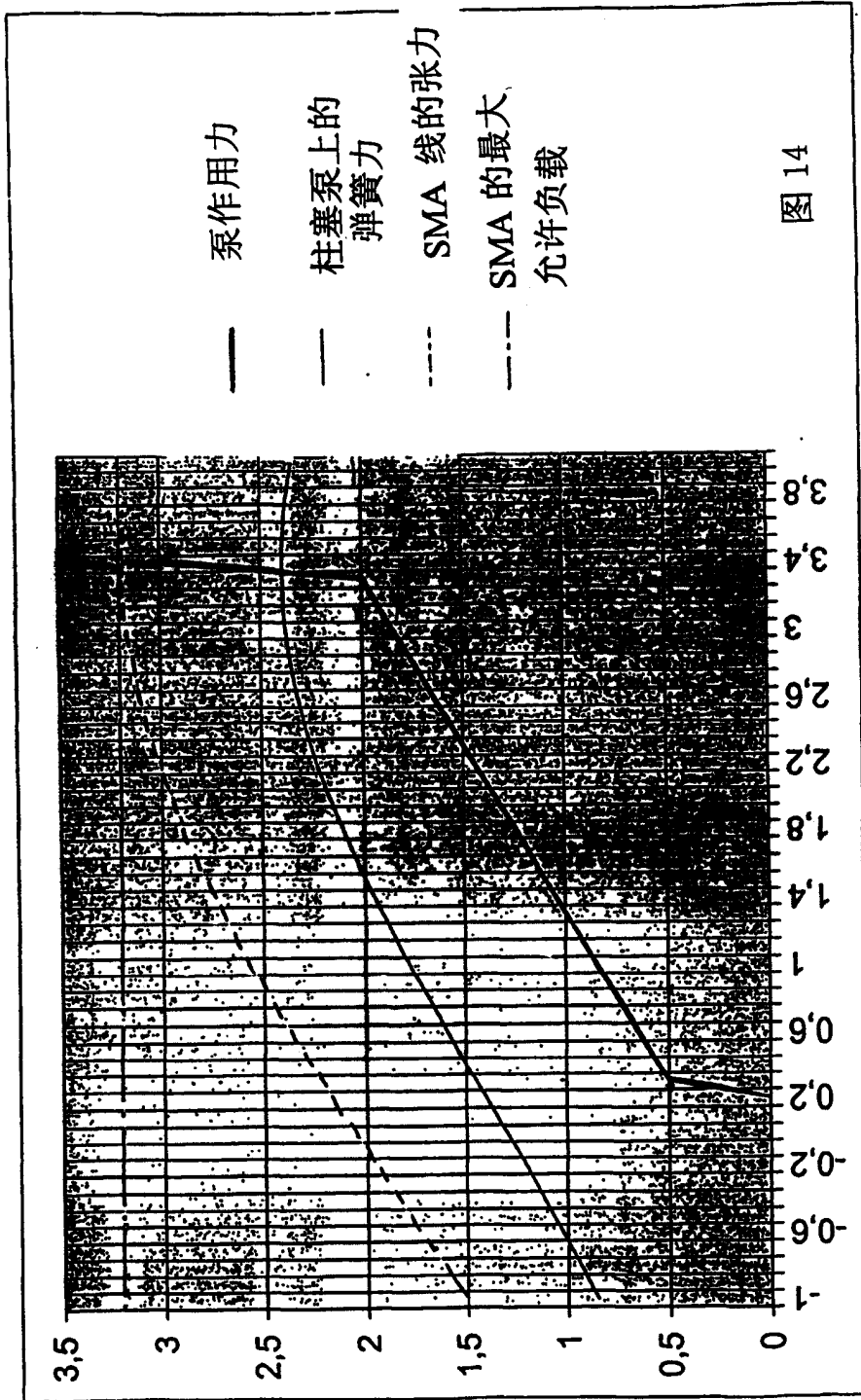


图 14

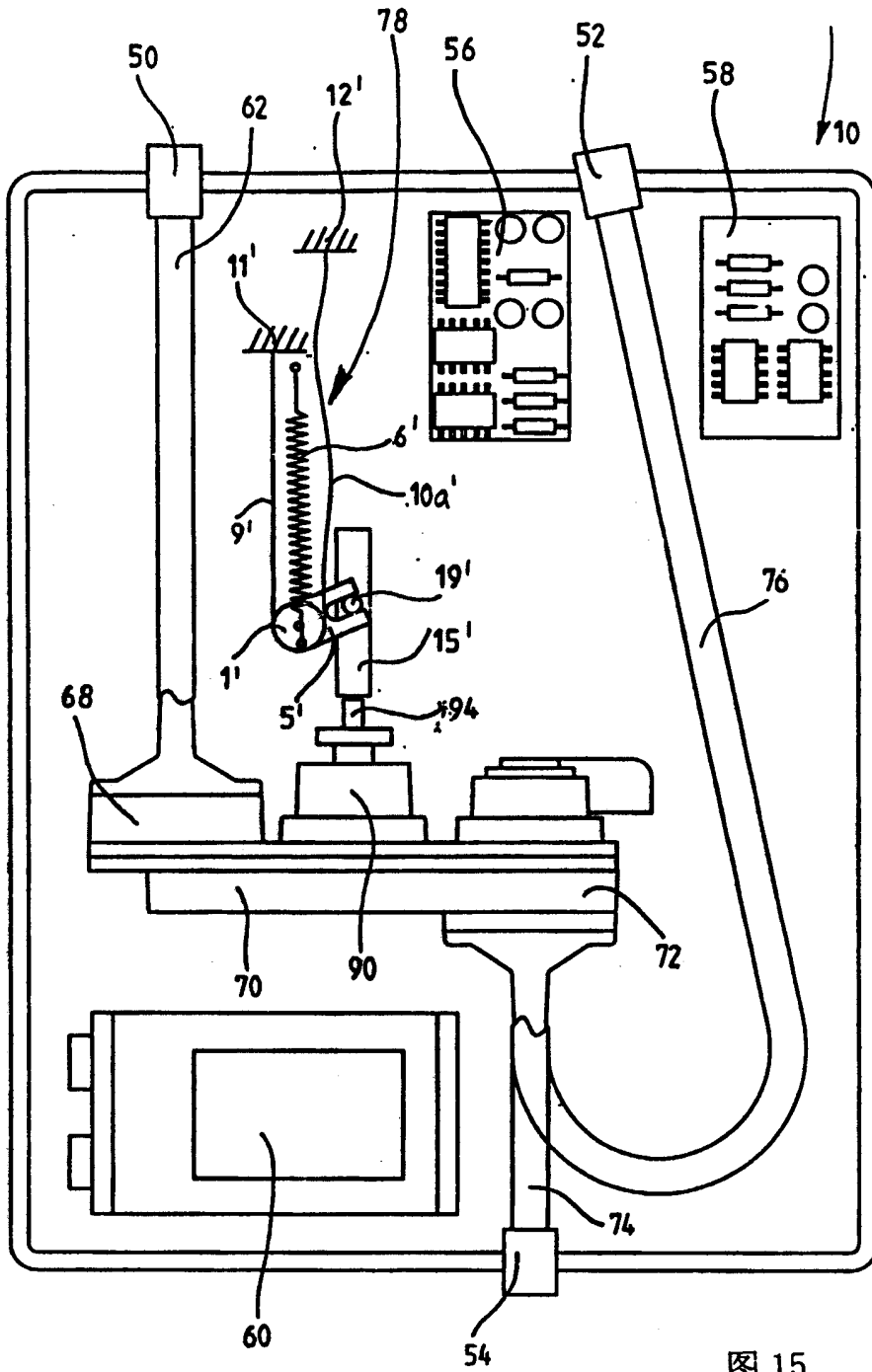


图 15

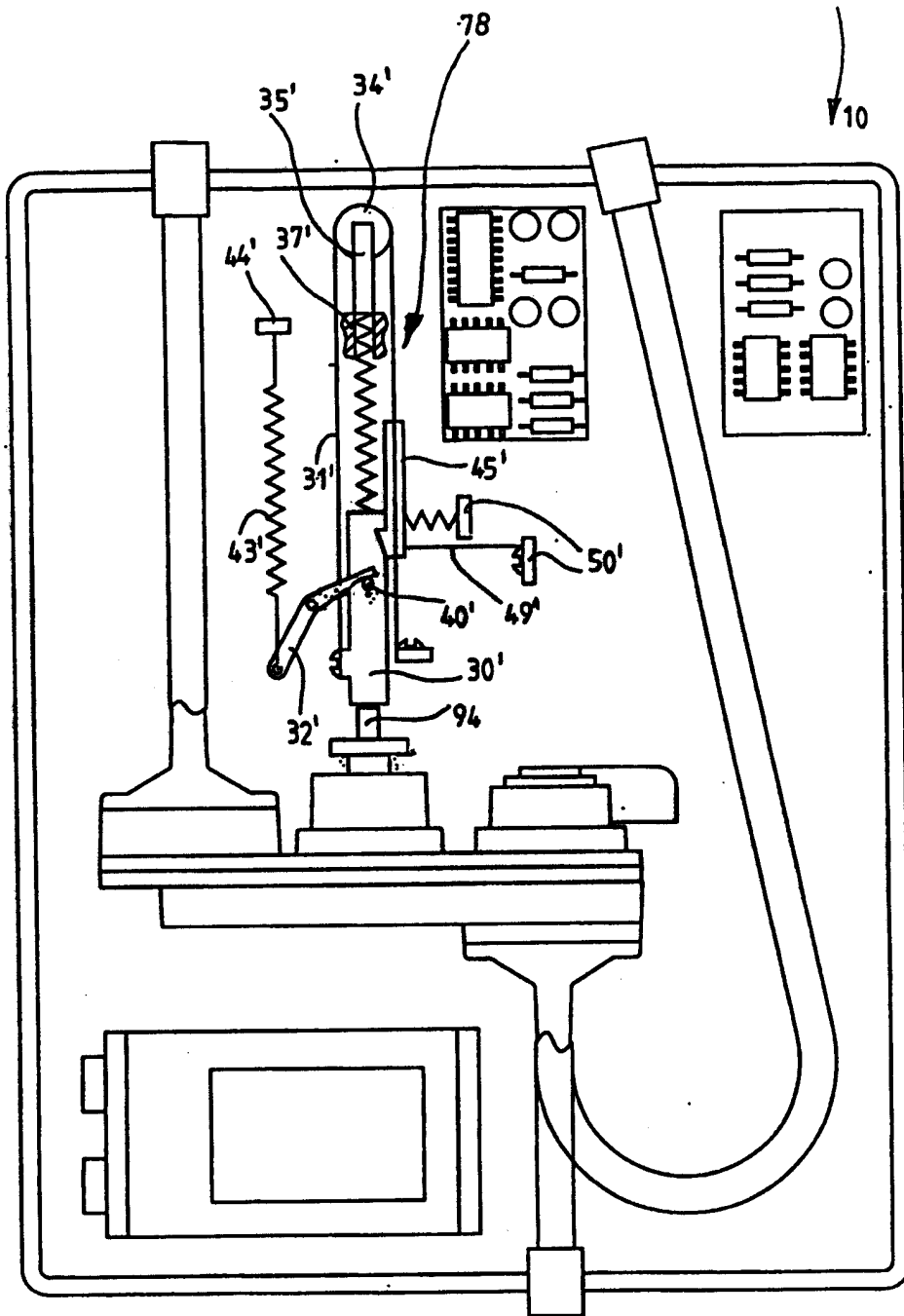


图 16

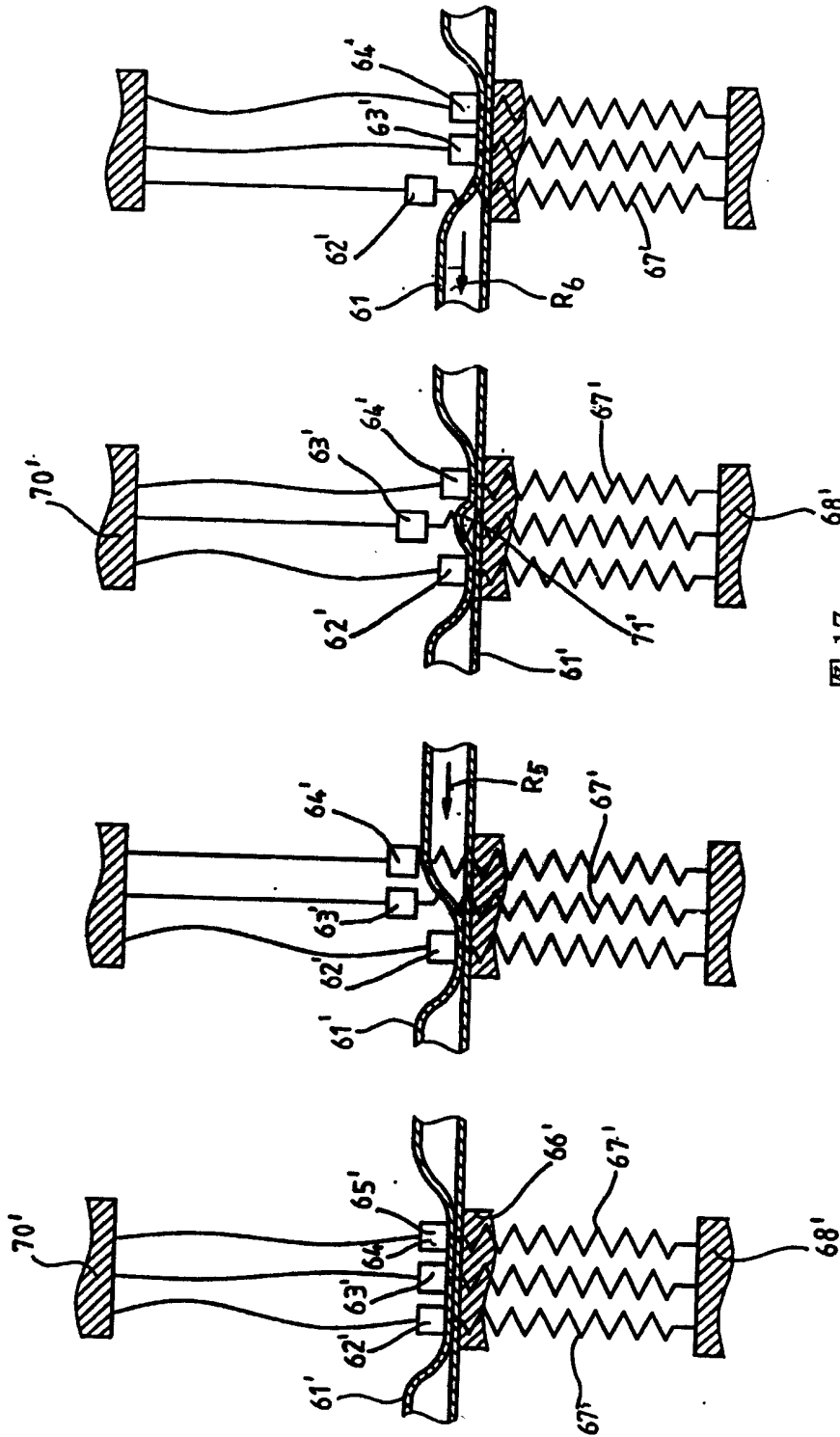


图 17

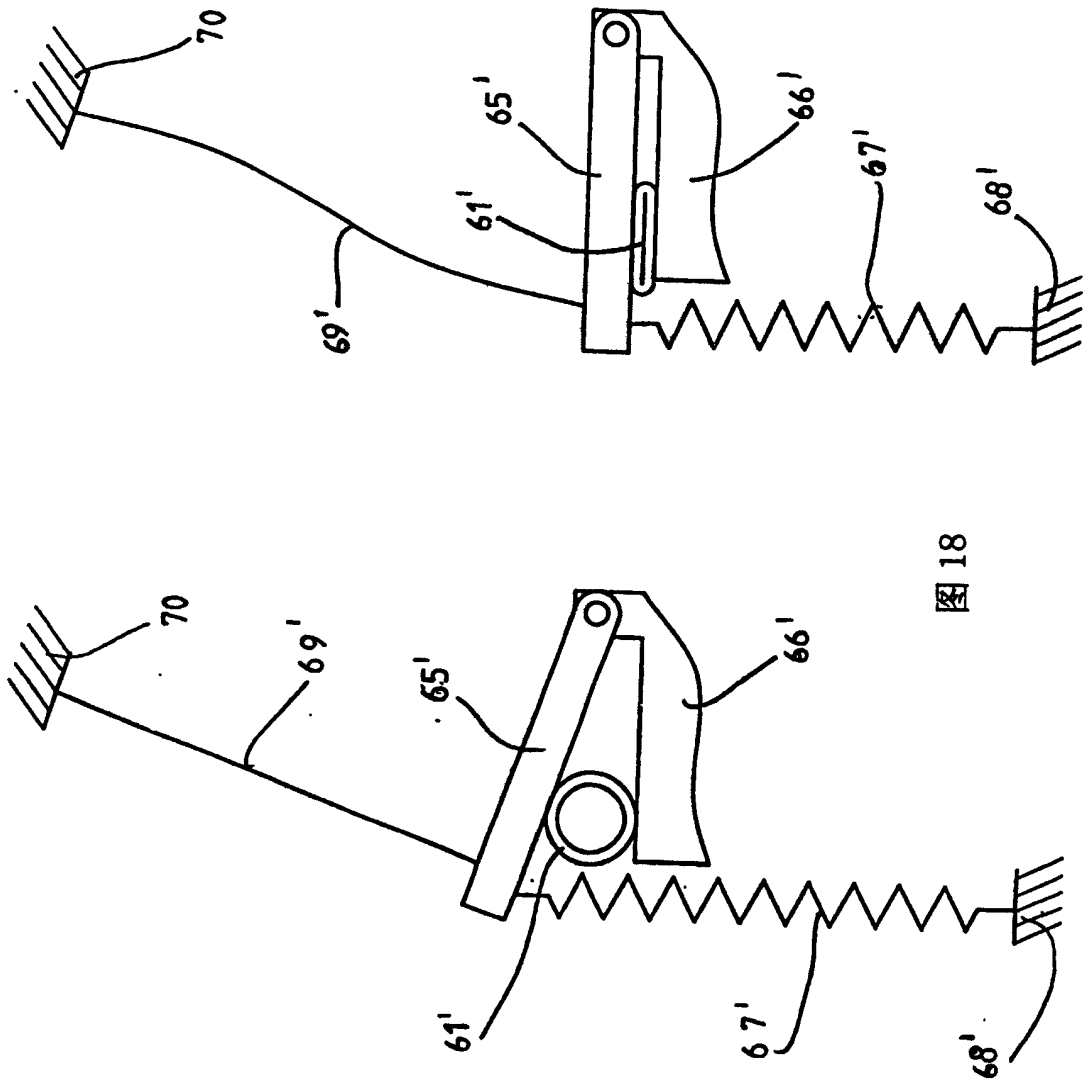


图 18

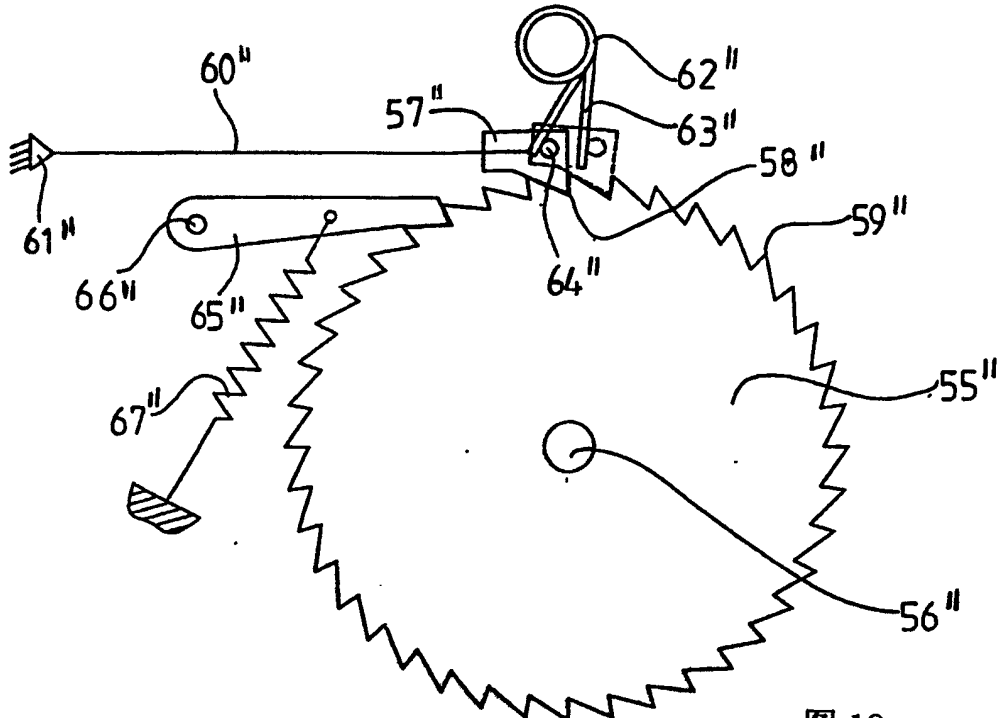


图 19

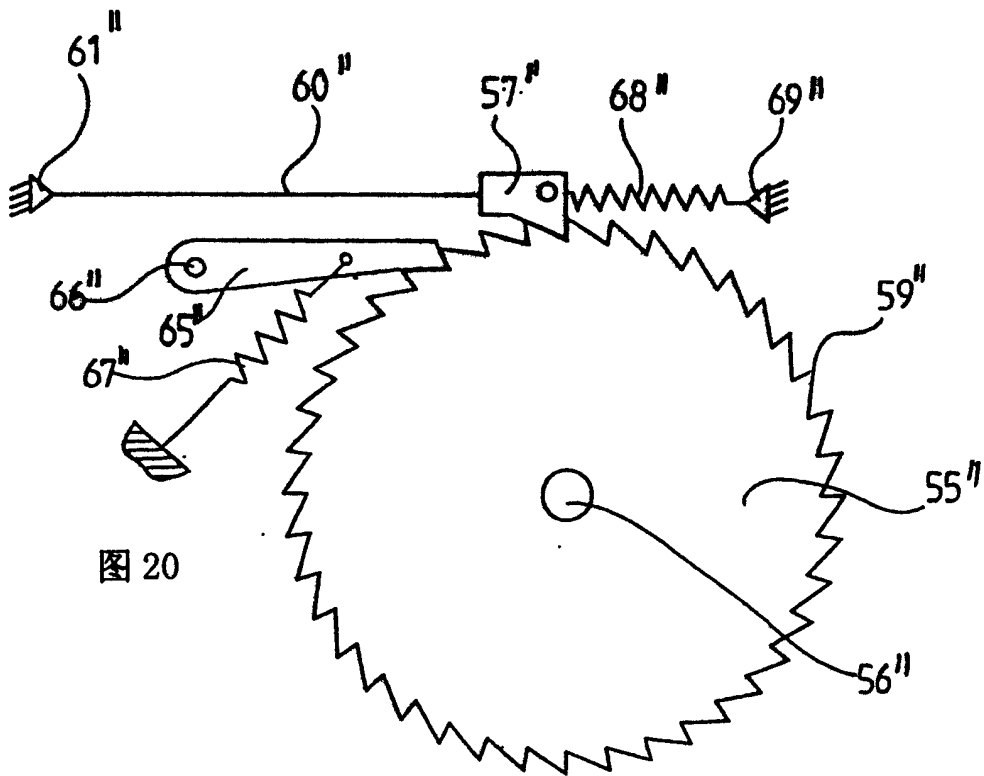


图 20



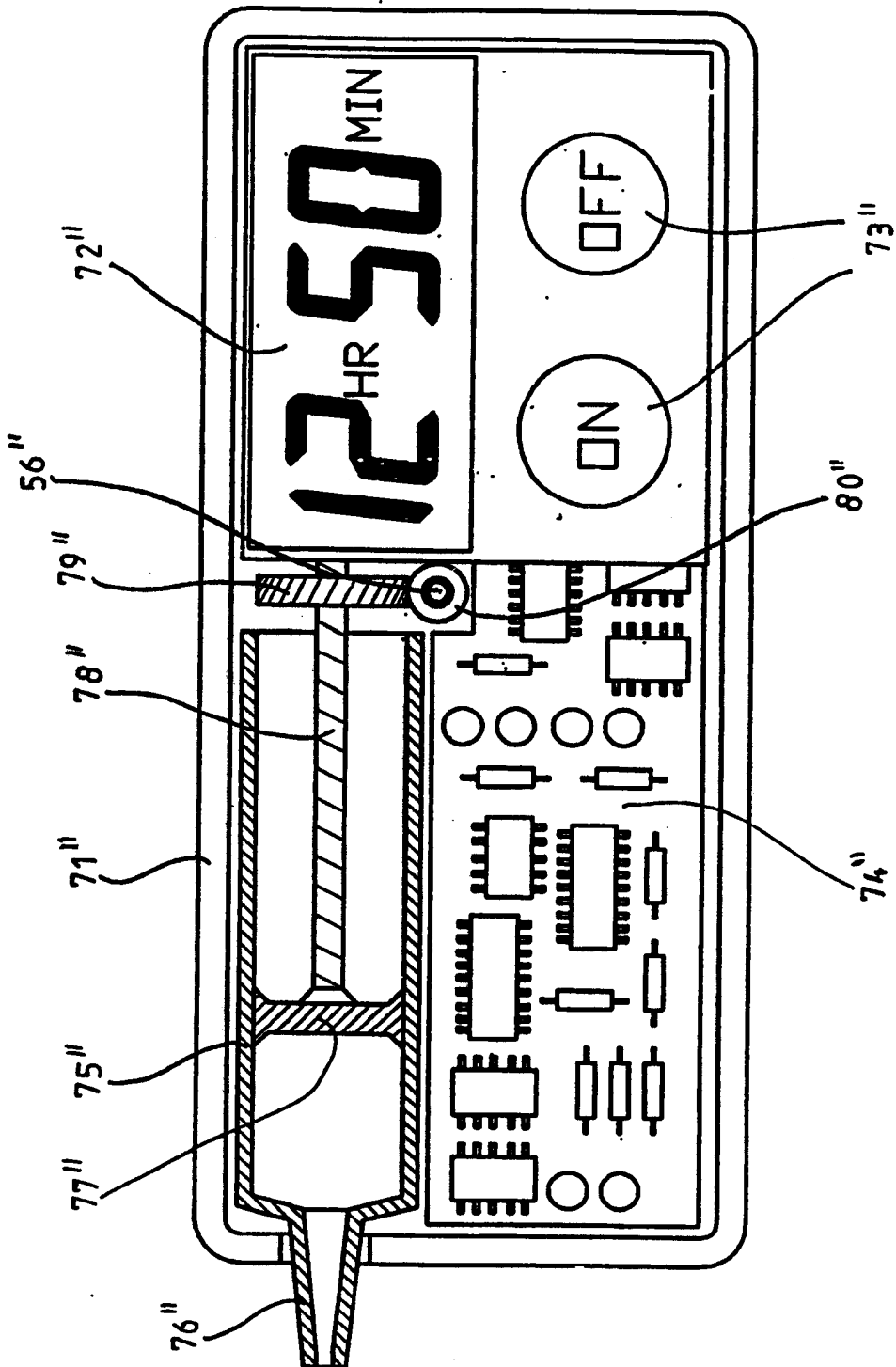


图 21

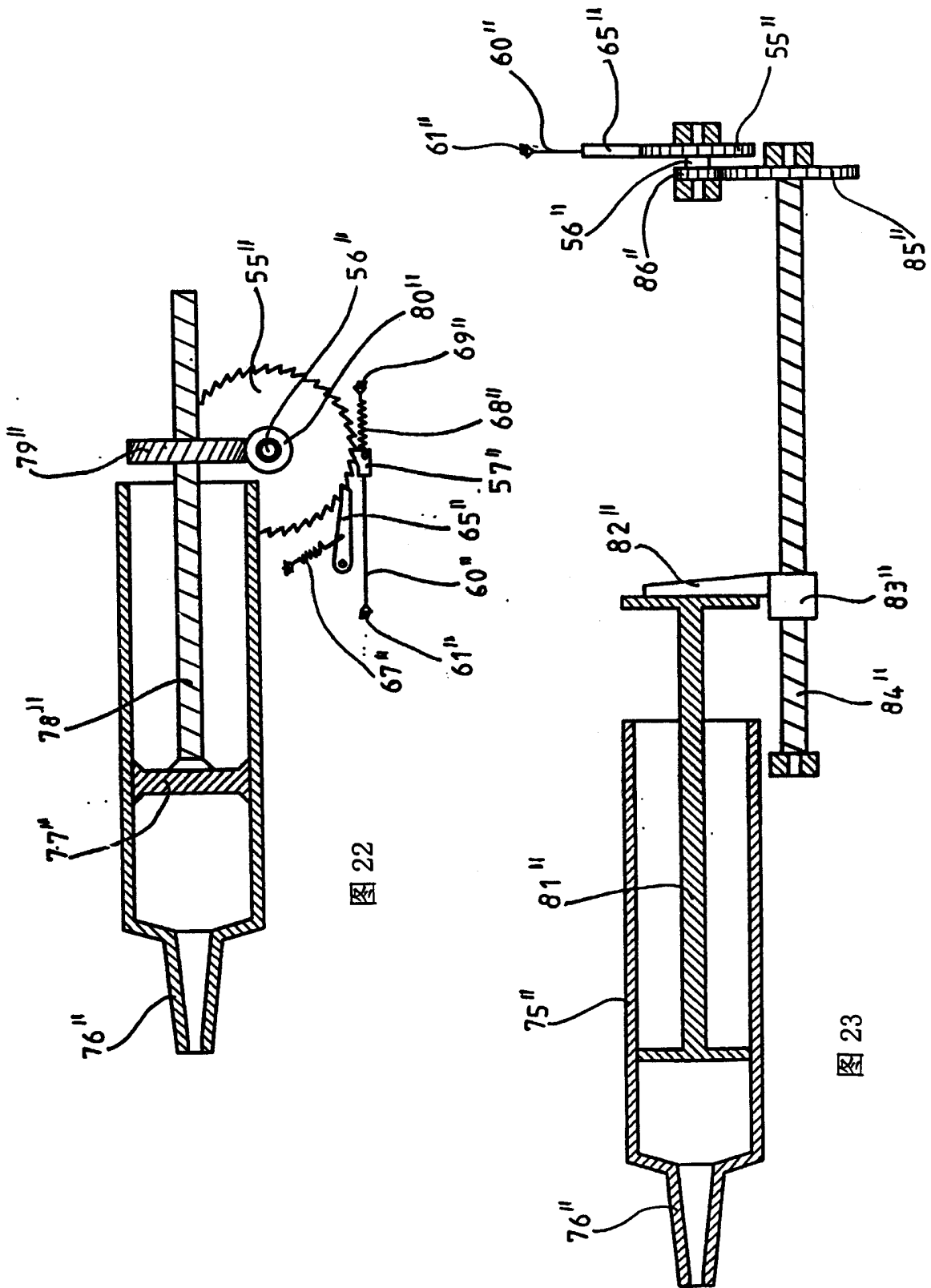


图 22

图 23

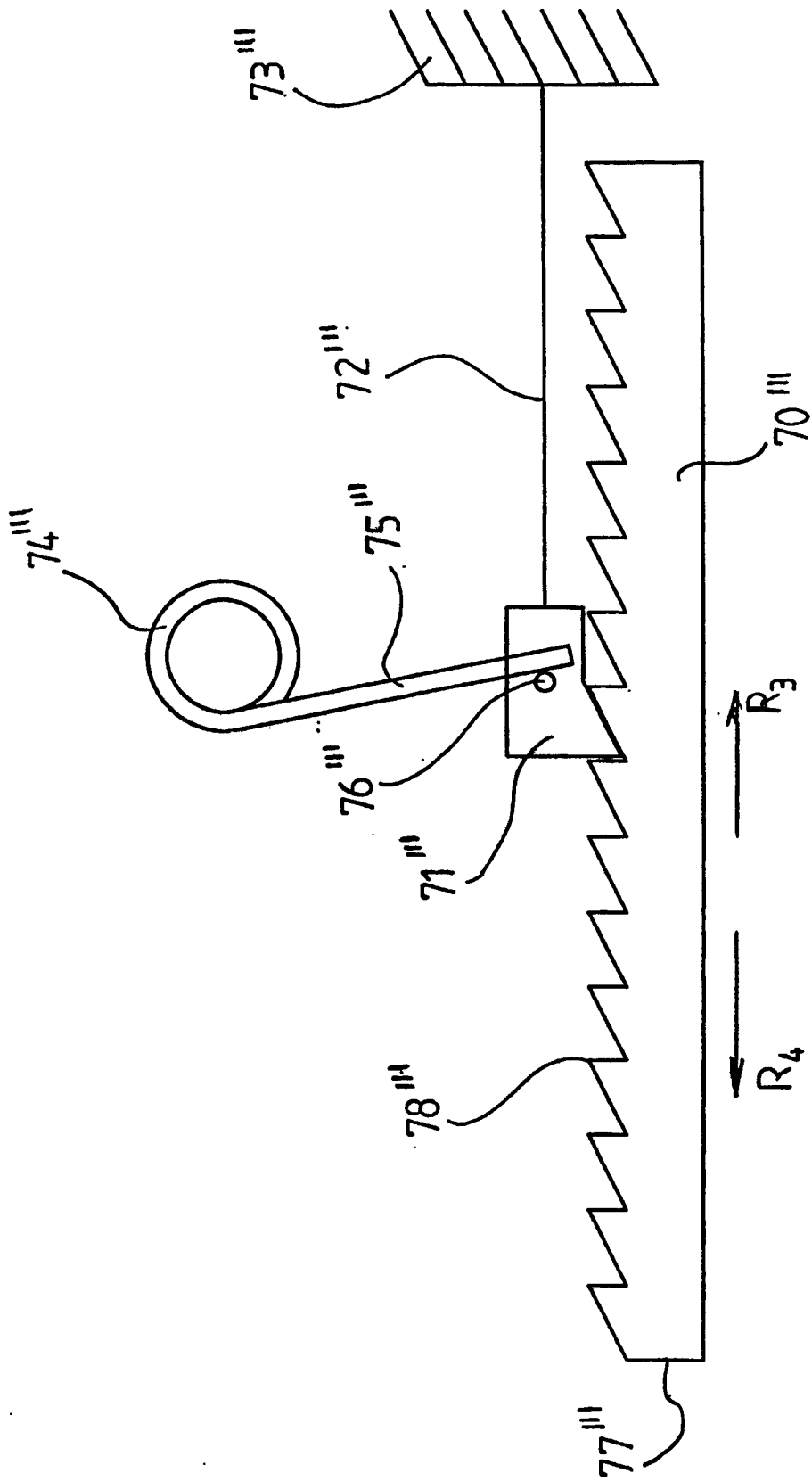


图 24

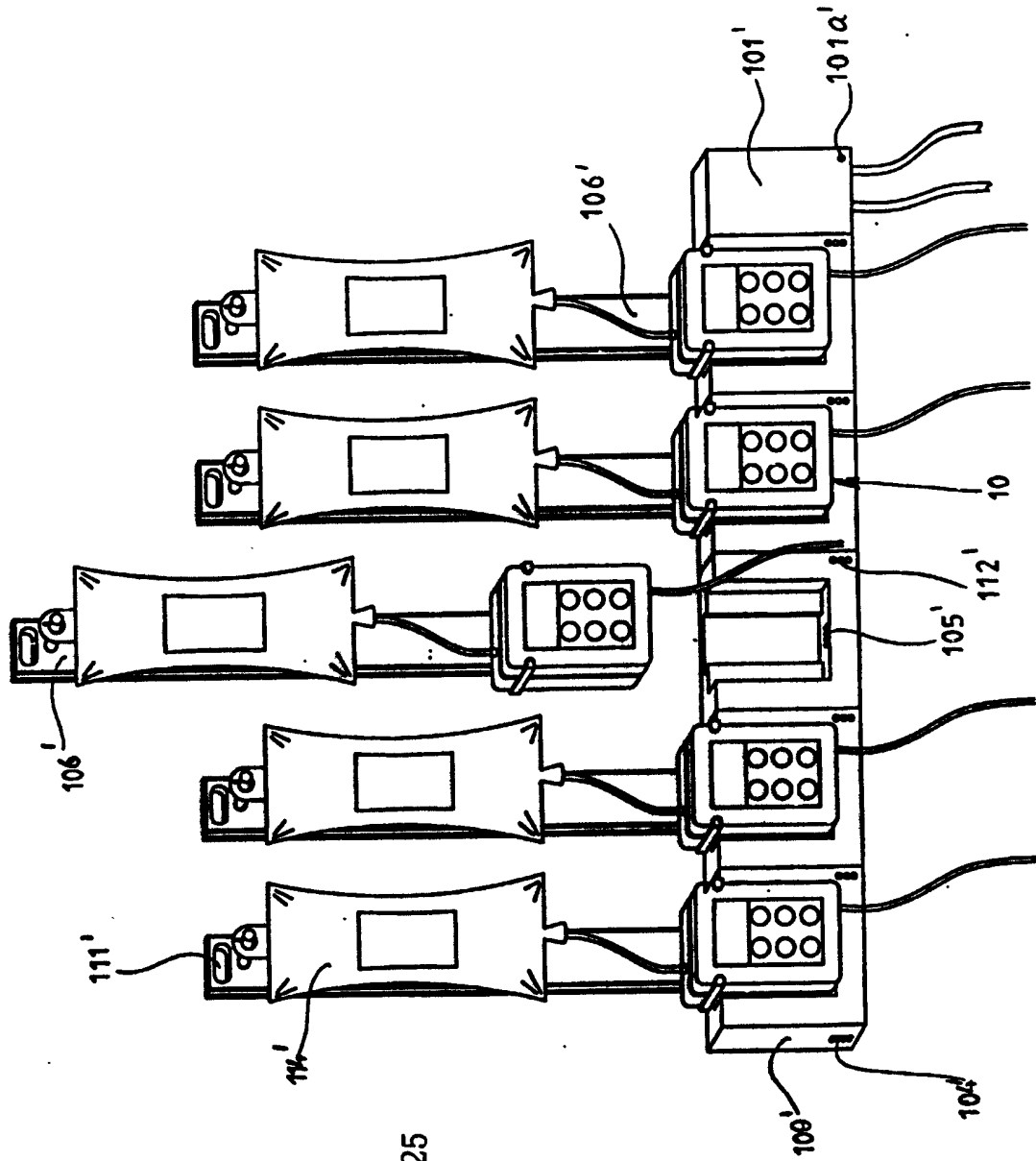


图 25

