

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



# [12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510005708.7

[51] Int. Cl.

A61M 5/36 (2006.01)

A61M 5/31 (2006.01)

A61M 5/178 (2006.01)

A61M 5/145 (2006.01)

[45] 授权公告日 2008 年 12 月 3 日

[11] 授权公告号 CN 100438936C

[22] 申请日 1997. 11. 18

[21] 申请号 200510005708.7

分案原申请号 97180003.0

[30] 优先权

[32] 1996. 11. 22 [33] US [31] 08/753,288

[73] 专利权人 利贝尔 - 弗拉施姆公司

地址 美国俄亥俄

[72] 发明人 达内·J·巴蒂亚蒂

加里·S·瓦格纳

斯泰韦·P·韦尔迪诺

罗伯特·G·贝尔根

詹姆斯·E·克尼普费尔

帕梅拉·K·雅各布斯

彼得·J·施塔茨

约翰·N·明尼克

查尔斯·S·内尔

詹姆斯·H·歌德尔

米切尔·G·施特恩

[56] 参考文献

US5300031A 1994. 4. 5

US4764165 1988. 8. 16

US4677980A 1987. 7. 7

JP7 - 322392A 1995. 12. 8

US5269762A 1993. 12. 14

审查员 路 凯

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 刘兴鹏

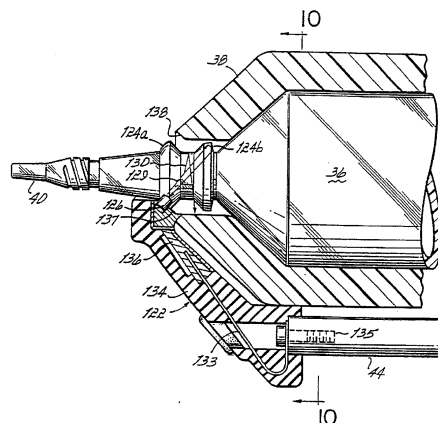
权利要求书 8 页 说明书 35 页 附图 13 页

[54] 发明名称

药液注射器总成

[57] 摘要

一种药液注射器(2)包含: 一个空气探测系统(122), 其用于探测注射管颈部中的空气; 一个手动控制杆(29), 其用于控制注射器传动筒的运动; 磁导体(94), 它们用于将磁场从一个动力头的面板传输到一个内部电路板上, 从而可以探测不同的面板; 一个倾角传感器(158), 其用于探测动力头的倾斜角度, 以控制因手动控制杆而形成的运动速度, 并且控制一个可反转显示器(30); 以及监视微控制器(192, 196, 198), 它们用于监视控制着注射器的中央处理器(175, 193, 194)的动作, 从而对错误状态进行探测并作出反应。



1. 一种注射器，其用于将液体从一个注射管注射到一个动物对象体内，其包含一个用于探测是否有空气从所述注射管流向所述动物对象的空气探测器，该注射器包含：

一个活塞传动筒，

一个电机，其用于移动所述活塞传动筒，

一个注射管支架，其用于固定具有带封闭前端的圆筒体的注射管，在所述圆筒体内安装一可滑动活塞，并且从所述圆筒体的所述封闭前端延伸出一排液伸出部，所述注射管支架使所述注射管相对于所述注射器定位，从而使得所述活塞传动筒咬合所述活塞并使所述活塞在所述注射管中移动，

一个空气探测器，其与所述活塞传动筒相隔着定位，以咬合安装在所述注射管支架上的所述注射管的排液伸出部，所述空气探测器中包含一个信号源，用以发出一个传过所述注射管的所述排液伸出部中液体或空气的空气探测信号，还包含一个信号接收器，用以探测被传输通过所述注射管的所述排液伸出部中的液体或空气后的空气探测信号，如果所述信号接收器所接收到的空气探测信号显示出在注射管中有空气存在，则所述空气探测器产生一个警告信号，以及

一个控制电路，其控制所述电机移动所述活塞传动筒和活塞，以注射所述注射管中的液体，作为对所述警告信号的响应，所述控制电路会阻止所述活塞传动筒运动，以防止空气被注射到所述动物对象体内。

2. 根据权利要求 1 的注射器，其中，所述信号源是一个发光二极管，而且所述空气探测信号是一个电磁信号。

3. 根据权利要求 1 的注射器，其中，所述信号源是一个超声波发送器，而且所述空气探测信号是一个声学信号。

4. 根据权利要求 1 的注射器，其中，所述注射器还包含一个容壳，所述注射管以可安装的方式伸展于所述容壳外面，而且所述注射器还包含一个从所述容壳向外伸出的支柱，所述空气探测器安装在所述支柱上。

5. 根据权利要求 4 的注射器，还包含具有所述圆筒体的注射管，所述活塞以可滑动的方式紧凑地安装在所述圆筒体中，其中，所述排液伸出部包括一个与所述圆筒体具有液体传递能力的排液嘴，所述排液嘴上具有一个外伸段，

其中，当所述注射管被安装到所述注射器中后，会将所述外伸段压紧在所述空气探测器上，以便于将所述空气探测信号传输到所述注射管的所述排液嘴中。

6. 根据权利要求 5 的注射器，其中，所述注射管的所述外伸段是一个环绕着所述排液嘴的圆周环。

7. 根据权利要求 5 的注射器，其中，所述信号源是一个发光二极管，而且所述空气探测信号是一个电磁信号，所述注射管的形状构成为：只有当所述排液嘴中容纳着液体时，它能够将源于所述排液嘴的一个内壁的所述电磁信号向着所述信号接收器反

射。

8. 根据前面任一权利要求所述的注射器，还包括一个手动运动控制杆，其包含一个可以在原始位置以及正向和反向位置之间移动的杆（29），作为对所述杆向正向位置运动的响应，所述控制电路会将活塞传动筒移入所述注射管中将以液体从注射管中排出，液体的排出速率与杆（29）从原始位置正向移动的距离相关，作为对所述杆向反向位置运动的响应，所述控制电路会将活塞传动筒从所述注射管移出将以液体吸入注射管中，液体的吸入速率与杆（29）从原始位置反向移动的距离相关。

9. 根据权利要求 8 所述的注射器，其特征在于，所述杆（29）在一个铰轴（48）上安装在所述注射器中，而且所述注射器总成还包括分别位于所述杆（29）的相反两侧的第一和第二复位弹簧（102a, 102b），所述杆在从所述原始位置旋转开时会弯曲所述第一和第二复位弹簧（102a, 102b）。

10. 根据权利要求 9 的注射器，还包括一个固定在所述铰轴（48）上的旋转探测器（98），其与所述杆（29）一起旋转以探测所述杆的旋转角度并产生旋转角度信号，其中，作为对所述旋转角度信号的响应，所述控制电路会以与所述旋转角度信号相关的速度移动所述活塞传动筒（62）。

11. 根据权利要求 10 所述的注射器，其特征在于，所述控制电路使所述活塞传动筒（62）以与所述杆（29）的所述旋转角度成正比的速度移动。

12. 根据权利要求 10 或 11 所述的注射器，其特征在于，所述旋转探测器是旋转电位计（98）。

13. 根据权利要求 9 的注射器，还包括一个固定在所述铰轴（48）上的旋转探测器（98），其与所述杆（29）一起旋转以探测所述杆的旋转角度并产生旋转角度信号，其中，作为对所述旋转角度信号的响应，所述控制电路会移动所述活塞传动筒（62），从而产生与所述旋转角度信号相关的注射压力。

14. 根据权利要求 9 所述的注射器，其特征在于，所述第一和第二复位弹簧（102a, 102b）和所述杆（29）是电气触点，而且注射器总成还包括一个安全电路，该安全电路产生用于代表所述复位弹簧和所述杆间是否存在电气接触的安全控制信号，所述控制电路响应于所述安全控制信号，因此复位弹簧的故障可以被所述控制电路电气探测到。

15. 根据权利要求 9 所述的注射器，还包括一个止动弹簧（106），其相对于所述杆（29）这样定位，即当所述杆旋转到的位置与原始位置之间的夹角超过一个预定夹角时，使所述止动弹簧咬合所述杆，所述止动弹簧（106）产生附加的阻力矩，该阻力矩的方向与所述杆从原始位置旋转超过所述预定夹角的旋转方向相反。

16. 根据权利要求 15 所述的注射器，其特征在于，所述止动弹簧（106）相对于所述杆（29）这样定位，即当所述杆向着反向位置旋转时，使所述止动弹簧咬合所述杆。

17. 根据权利要求 16 所述的注射器，其特征在于，所述止动弹簧（106）和所述杆（29）是电气触点，而且所述注射器总成还包括一个止动电路（105，108），该止动电路产生用于代表所述复位弹簧和所述杆间是否存在电气接触的止动信号，并且作为对所述止动信号的响应，所述控制电路将活塞传动筒从所述注射管移出，以将液体以一个预定的最大速度吸入所述注射管中。

18. 根据权利要求 1-7 中任一所述的注射器，还包括：一个手动运动控制杆（29），其用以产生用于代表操作者希望活塞传动筒（62）所作运动的运动要求信号；一个编码器（182），其连接着所述电机，用以产生用于代表活塞传动筒（62）的运动的运动信号；一个电机控制电路，其连接着所述电机，所述手动运动控制杆（29）和所述编码器（182）控制所述电机（63）使其移动所述活塞传动筒（62）和活塞（37），以注射所述注射管中的液体，所述电机控制电路响应于所述运动要求信号以指挥所述电机（63）移动所述活塞传动筒（62），所述电机控制电路还产生用于代表所述电机控制电路工作状态的状态信号，并将所述状态信号通过所述电机控制电路的一个监视接口传输出去，所述状态信号至少能显示所述电机控制电路是否通过运转所述电机（63）而响应于所述运动要求信号；一个电机监视电路（192），其连接着所述手动运动控制杆（29）、所述编码器（182）和所述电机控制电路的所述监视接口，以监视所述运动要求信号、所述运动信号和所述状态信号，所述电机监视电路（192）用于证实所述状态信号与所述运动要求信号和所述运动信号一致，在这种证实过程，至少需要证实以下状态：即当所述运动要求信号显示出希望所述电机（63）运转，而且所述状态信号显示出所述电机控制电路响应于所述运动要求信号而运转所述电

机时,所述运动信号显示出所述电机正在根据所述运动要求信号而运转着。

19. 根据权利要求 18 所述的注射器,其特征在于,如果所述状态信号与所述运动要求信号和所述运动信号不一致,则所述电机监视电路(192)产生警告信号。

20. 根据权利要求 19 所述的注射器,其特征在于,当所述电机监视电路产生所述警告信号时,所述电机响应于所述警告信号而阻止所述活塞传动筒(62)的进一步运动。

21. 根据权利要求 18 所述的注射器,还包括:一个控制台(24),其使得操作者可以编制关于所述活塞传动筒(62)的所需运动的程序;一个控制台控制电路(194),其连接着所述控制台(24),用于获得并存储操作者编制的所需运动的程序,所述控制台控制电路(194)根据所述存储的所需运动的程序而产生所述运动要求信号。

22. 根据权利要求 21 所述的注射器,其特征在于,所述控制台控制电路(194)还产生用于代表所述控制台控制电路工作状态的控制台状态信号,而且所述注射器总成还包括一个控制台监视电路(198),其与所述控制台控制电路(194)通讯以获得所述控制台状态信号,一旦所述控制台控制电路(194)产生了所述运动要求信号,并且证实所述电机控制电路响应于由所述电机监视电路(192)确定的所述运动要求信号,则所述控制台监视电路(198)会进一步与所述电机监视电路通讯。

23. 根据权利要求 1-7 中任一所述的注射器，还包括：一个容壳（69），所述活塞传动筒（62）安装在该容壳中；一个面板安装部分，其设在所述容壳（69）的外表面上，用于接收注射管支架上的一个可拆卸面板（28），所述面板（28）包含一个或多个磁场能量源（96a, 96b），所述磁场能量源在给定面板中的存在与否或方位可以显示所述面板的属性以及通过所述面板而安装在所述注射器上的注射管的类型；一个或多个由导磁性材料制成的磁导体（94a, 94b, 94c），它们从所述面板开始伸展并安装在所述容壳（69）中，所述磁导体被布置在这样的位置上，即它们可以将所述一个或多个磁场能量源发出的磁场能量传输到所述容壳（69）中，所述控制电路包含一个或多个磁场探测器（56a, 56b, 56c），所述磁场探测器位于所述容壳（69）内部并邻近于所述磁导体（94a, 94b, 94c），以探测通过所述磁导体而传输进所述容壳中的磁场，所述控制电路响应于所述磁场探测器（56a, 56b, 56c），从而基于所述磁场探测器（56a, 56b, 56c）探测到的磁场能量的存在与否或方位而识别安装在所述注射器上的面板（28），并且以适合于通过所述面板（28）安装在所述注射器上的注射管的方式运转所述电机。

24. 一个注射管，其用于安装到一个包含一个空气探测器的注射器上，该注射管包含：

一个圆柱桶，

一个活塞，其以可滑动的方式紧凑地安装在所述圆柱桶中，

一个排液嘴，其与所述圆柱桶具有液体传递能力，以及

一个外伸段，其位于所述排液嘴上，所述外伸段的形状使之能够将将从所述外伸段外部接收到的一个空气探测信号传输到所述排



---

液嘴内部，以使所述空气探测信号从所述排液嘴的一个内壁反射回去并通过所述外伸段。

25. 根据权利要求 24 的注射管，其中，所述注射管的所述外伸段是一个环绕着所述排液嘴的圆周环。

26. 根据权利要求 25 的注射管，其中，所述圆周环具有一个拱形的横截面并形成透镜，以将从所述圆周环的外部接收到的光线聚焦到所述注射管的所述排液嘴中。

## 药液注射器总成

本发明是 1997 年 11 月 18 日提交的发明专利“药液注射器总成”的分案申请，该申请的申请号为 97180003.0。

### 技术领域

本发明涉及将药液注射到动物体内的注射器总成。

### 背景技术

在很多医学场合，在诊断或治疗过程中需要将药液注射到患者体内。一个例子是，利用一个带动力装置的自动注射器将造影剂注射到患者体内，以增强 CT、血管造影、磁共振或超声波造影的效果。

适合于这种以及类似应用的注射器通常必须采用相对大容量的注射管并能够产生相对大的流速和注射压力。出于这个原因，这种应用中的注射器通常为机动的并包含一个体积大、重量大的注射器电机和传动链。为方便使用，电机和传动链通常容纳于一个注射器头中，而注射器头则通过安装在地板、墙壁或天花板上的臂支撑着。

注射器头通常以铰轴的方式安装在臂上，这样，注射器头可以向上倾斜（使注射管嘴高于注射管其他部位），以便于向注射管中充入液体，并可以向下倾斜（使注射管嘴低于注射管其他部位）以实施注射。以这种方式倾斜注射器头便于在注射中将空气排出注射管，从而减少空气被注射进接受注射的对象体内的可能性。

尽管如此，偶然将空气注射进患者体内仍是一个严重的安全性问题。

除了上面讨论的注射器头以外，很多注射器包含一个分开的控制台以控制注射器。控制台通常包含可编程电路，用以通过程序自动控制注射器，从而使注射器以可预知的方式操作并可以与其他设备，例如扫描仪或成像设备的操作同步进行。

因此，至少一部分注射过程通常是自动控制的；然而，充液过程以及注射过程中通常会有几个部分要由操作者利用注射器头的手动运动控制器来完成。通常，手动运动控制器包括按钮，用以控制注射器传动筒反向和正向运动，以分别充入或排空注射管。在某些情况下，要采用一组按钮以使传动筒开始运动或控制传动筒的运动速度。注射器头通常还包含一个仪表或显示器，以向操作者显示注射参数，例如注射管剩余容积，以供操作者在控制注射器时使用。遗憾的是，操作者发现，使用手动运动按钮并阅读注射器头仪表和显示器是很烦琐的，这是由很多原因造成的，其中至少包括需要将注射器头在向上的充液位置与向下的注射位置之间倾斜、改变手动运动按钮相对于操作者的位置以及在某些倾角上时仪表或显示器会难以读取。

一种具有上述特征的注射器见于国际专利申请 No. WO92/21392 中，其中提出了一种带一个可更换注射管的动物用液体注射器。该注射器以可倾斜的方式安装在一个控制台上，控制台带有一个显示器，以显示有关注射器状态的信息。而注射器本身则不带任何显示器。

在很多应用场合，希望注射器带有多个不同尺寸的注射管。例

如，希望用于儿科的注射管小于成人的。为便于使用不同尺寸的注射管，注射器上装有可拆卸的面板，每个不同的面板的形状适合于一个特点尺寸的注射管。通常，可以通过探测哪个面板安装在注射器上来调节注射器的注射参数，这种探测可以，例如，通过一个安装在注射器壳上的磁探测器探测面板上是否存在磁体而实现。遗憾的是，在注射器头的外壳中安装磁探测器会增加注射器头的制造复杂性与费用。

## 发明内容

根据本发明，对普通注射器操作中的这些方面作了改进。

具体地讲，一种根据本发明的注射器的特征是包含一个气泡探测系统，该气泡探测系统安置在邻近注射管嘴处，用于探测注射管中是否有空气存在。与注射器中的控制电路直接电气连接着的气泡探测系统使得注射器可以探测注射管嘴中的空气，而且，如果有空气被探测到，将停止任何将要进行或正在进行的注射。由于空气是在离开注射管之前并且在通过引向患者的导管之前，而不是在导管的某些中间点上被探测到，因此注射器更有希望在足够早的时候探测到空气，从而在空气到达患者之前阻止或中止注射。

在特别提出的实施例中，空气探测器产生一个光束并将这个光束指向注射管嘴中，光束会被注射管嘴的内壁反射并返回到一个探测器中。其他空气探测方法，例如超声波空气探测，也可以通过一个安置在注射管嘴上并具有同样优点的探测器实现，并且包含在本发明的范围之内。

注射器的另一个特征是注射管嘴，该注射管嘴包含一个外伸的

透明段，其机械式连接着空气探测器中的光源，以便于使光线通入注射管嘴并从嘴的内壁反射而返回到探测器中。外伸段形成一个透镜，用于使光线聚集并射入注射管嘴中，从而使这束光线在注射管嘴内壁被适宜地反射。

根据本发明的注射器还包含一个手动充液/排液控制杆，用以方便操作者控制注射器。该控制杆包含一个可以在原始、正向和反向位置之间移动的杆，其中，该杆向着正向位置的移动可导致注射器将活塞传动筒正向移动以将液体从注射管中排出，而该杆向着反向位置的移动可导致注射器将活塞传动筒反向移动以将液体吸入注射管。

在特别实施例中，该杆安置在一个铰轴上，并被位于杆的相反两侧的复位弹簧推向原始位置。杆从原始位置旋转开时，随着杆的旋转角度增大，杆将逐渐弯曲两个弹簧。一个探测器，特别是一个旋转电位计，用于探测杆的旋转角度，以使这个角度能被用于控制活塞传动筒的运动速度。采用这种结构和控制杆，杆的相对位置以及（如果需要的话）弹簧施加到杆上的复位力矩可以构造得大致与液体流入或流出注射管的流速成正比，从而提供给操作者有关注射器操作的直觉反馈信息。或者，注射器可以控制由注射器根据杆的旋转角度产生的注射压力，从而提供给操作者有关施加的注射压力的反馈信息。

作为一个安全特征，在所提出的特别实施例中，所述复位弹簧与杆作为一个电路中的元件，该电路用于产生一个运动控制信号。当所述复位弹簧中有一个断裂时，中央处理器根据这个信号显示一个故障信号或使手动运动控制杆停止工作，从而控制注射器，因而在这种情况下，注射器不会响应可能因一个弹簧断裂而引起

的杆无意中从原始位置偏移的动作。

作为注射管充液过程的一个辅助装置，一个附加的止动弹簧相对于杆定位，以便在杆从原始位置旋转超过一个给定角度时改变施加在杆上的复位力矩。其结果是产生一个可以被操作者识别的“止动”信号，即一个角度，在该角度上阻力矩显著增大。这个止动角度可以具有任何所需的意义，但在提出的实施例中，这个角度对应于一个推荐的注射管充液最大速度，即液体可以被吸入注射管而又没在气泡产生过程中显著增加的最大速度。与其他弹簧一样，止动弹簧可以是一个电气触点，用于产生一个用于表示杆已经旋转到止动角度的第二控制信号，从而使得注射器控制电路可以在杆接触到止动弹簧时校准速度，从而使这个杆位置对应于推荐的最大速度。或者，第二控制信号也可以用于阻止操作者试图以任何更快的流速给注射管充液。

作为对从前面所述的充液/排液杆所获得的直觉反馈功能的补充，根据本发明的注射器的特征是一个倾斜补偿显示器。注射器头包含一个倾斜角度传感器，用以探测注射器头的倾斜角度，注射器头根据这个倾斜角度选择两个显示方位中的一个。其结果是，不论注射器是向上倾斜以充液还是向下倾斜以注射，显示器总能保持一个适于操作者阅读的方位。

在特别提出的实施例中，显示器是发光二极管显示器，其所包含的元件的安置使得显示器不论在竖直方位还是在反向方位，均显示相同的信息。然而，也可以采用其他实施例，例如采用一个液晶显示器，或者是允许显示器特性与方位完全改变的满像素显示器。

作为这个特征的附加方面，注射器中还采用了倾斜探测电路以确保注射器适宜的操作。例如，当注射器头向上倾斜时，手动运动控制杆提供的充液和排液速度范围要大于注射器头向下倾斜时的充液和排液速度范围。此外，注射器可以防止自动注射，除非注射器头是向下倾斜的，和/或当注射器头没有达到足够的下斜角度时，注射器将在可能出现空气注射时警告操作者。

根据本发明的注射器头具有紧凑的模块式结构，以便于制造和使用。具体地讲，为此可将所有控制电路组合在一块单一的印刷电路板上。特别是，本发明的注射器的一个特征是，采用了磁导体，以使位于注射器面板中的磁体发出的磁场能量经过注射器容壳并传输到安装在主电路板上的磁探测器（例如霍尔效应开关）附近。通过采用携带着磁场通过注射器容壳的磁导体，可以采用可安装在电路板上的磁探测器，这样，同购买用于安装在注射器容壳中的单个包装的探测器相比，可以显著降低总体费用。

除了前面所述的安全特征以外，根据本发明的注射器还包含一个硬件安全特征，用以探测处理器或软件故障并防止错误注射。具体地讲，注射器头中包含一个用于控制注射器头所有功能的中央处理器，以及一个用于监视中央处理器的工作的监视微控制器。中央处理器将反映其工作状态的信息传输到监视微控制器中。监视微控制器还用于监视对注射器头的手动控制动作以及注射器传动筒的运动，以确保这些控制动作和运动与中央处理器反应出的处理器状态相互一致，如果二者不一样，监视微控制器会停止注射器头的操作。

在特别提出的实施例中，在注射器头、控制台和动力组三者中的每个上分别包含一个中央处理器，三个中央处理器之间彼此相

互通讯以将注射器在各种状态下操作，而且每个中央处理器均与监视微控制器连接，而监视微控制器也进行同样的双向通讯，以确保所述中央处理器单独地并共同地正确运行。

通过附图以及对附图所作的解释可以使本发明的上述以及其他特征、方面、目标和优点更加清楚。

### 附图说明

结合在此并构成本说明书的一部分的附图显示了本发明的一些实施例，并且与上面给出的本发明的一般说明以及下面给出的实施例详细说明一起，用于解释本发明的原理。

图 1 是根据本发明的原理的一个注射器总成的透视图，包含一个动力头、控制台和动力组（在一个罩盖下面），而注射管、压力套、加热垫和空气探测模块被拆走；

图 2 是图 1 所示注射器的动力头的透视图，其上装有一个压力套、注射管和加热垫，显示了动力头显示器、手动控制杆和支撑臂固定件的详细结构；

图 3 是图 2 所示动力头的内部结构分解图，详细显示了面板、电路板、活塞筒传动装置及容壳；

图 4 是一个组装好的动力头内部结构沿图 3 中的 4-4 线的局部剖视图；

图 5 是沿图 4 中的 5-5 线的局部剖视图，显示了电路板、容壳、显示器以及容壳中的磁导体的相对位置；

图 6 是手动控制杆总成的局部剖开透视图；

图 7A 是图 6 所示手动控制杆总成沿图 6 中的 7A-7A 线的横



截面图，显示了复位和止动弹簧；

图 7B 是手动控制杆总成的横截面图，显示了手动控制杆从原始位置移动到与止动弹簧接触的位置；

图 7C 是由手动控制杆、复位和止动弹簧构成的电路的电气示意图；

图 8 是用于加热注射器的注射管中的液体的加热垫的透视图；

图 9 是空气探测模块就位时装于压力套中的注射管的局部横截面图，显示了空气探测模块的内部结构及其与注射管嘴的相互作用关系；

图 10 是空气探测模块沿图 9 中的 10-10 线的视图，其中注射管和压力套拆走；

图 11A 是动力头中的模拟电路的电气框图，包括温度控制、空气探测以及手动控制电路；

图 11B 是动力头中的数字控制电路的电气框图，包括中央处理器、监视微控制器、数字状态、控制及界面连接；

图 11C 是动力头、动力组、控制台中的中央处理器、监视微控制器及其相互连接关系的电气框图；

图 12 显示了动力头的中央处理器中的加热垫的温度控制算法；

图 13A 显示了由动力头微处理器中的用于控制注射器操作的软件确定的倾斜范围，图 13B 显示了动力头的显示器中的元素，以及当动力头位于第一倾斜角度时显示器的典型输出模式，以及图 13C 显示了与图 13B 类似的当动力头位于第二倾斜角度时显示

器输出的相同信息。

### 具体实施方式

请参考图 1，一个根据本发明的注射器总成 20 包含各种功能部件，例如一个动力头 22、一个控制台 24 以及一个动力组 26（安装在一个罩盖下面）。一个注射管 36（图 2）安装在注射器总成 20 上并位于动力头 22 的面板 28 中，还有各种控制杆用于向注射管中充液，例如 CT、血管造影或其它过程所需的造影剂，之后，该造影剂会在操作者或预编程控制器的监测下注射到一个对象中。

动力头 22 包含一个手动运动控制杆 29 用以控制内部驱动电机的运动，以及一个显示器 30 用以向操作者显示注射器的当前状态和工作参数。控制台 24 包含一个触摸屏显示器 32，其可以被操作者使用而遥控注射器总成 20 的操作，还可以用于编制和存储自动控制注射器总成 20 操作的程序，之后，在操作者启动注射器后，这些程序可以被注射器自动执行。

动力头 22 和控制台 24 通过电缆（未画出）连接着动力组 26。动力组 26 包含一个注射器电源、用于连接控制台 24 和动力头 22 的界面电路以及用于将注射器总成 20 与遥控系统，如遥控台、手或脚遥控开关连接的附加电路，或者还包含原始设备制造商（OEM）提供的其它遥控接头，这些遥控接头用于，例如，使注射器 20 的操作与造影系统 X 射线的曝光同步。

动力头 22、控制台 24 和动力组 26 安装在一个底盘 34 上，底盘 34 包含一个支撑着动力头 22 的支撑臂 35，以便于动力头 22 在检验对象附近定位。然而，也可以采用其它安装方式；例如，控制台 24 和动力组 26 可以放在一个台子上或安装在检验室的一个

电子仪器架上，而动力头 22 可以由安装在天花板、地板或墙壁上的支撑臂支撑着。

现在请参考图 2，在操作中，一个注射管 36 和压力套 38 安装在动力头 22 上，这样动力头 22 内部的电机可以被通电以带动一个活塞 37 在注射管 36 的桶中向着和背离注射管的一个排液嘴 40 移动，从而将液体从注射管 36 中排出或将液体充入注射管。压力套 38 用于支撑注射管 36 的外壁以保护注射管 36 的壁，以免在注射压力较高时失效。

注射管 36 和压力套 38 由一种透明塑料制成，操作者可以透过它们看到活塞 37 的当前位置以及活塞 37 与排液嘴 40 之间是否存在液体或空气。这样，如上所述，操作者可以向上倾斜动力头 22，从一个液体源将液体充入注射管 36 并视觉监视充液过程，之后将注射器与通向患者的导管连接起来，从导管和注射管中排出空气并视觉监视注射管中的液位，当空气被排出后，向下倾斜注射器并将液体注射到一个对象中。

为了方便充液过程以及在向对象注射过程中的其他操作，动力头 22 包含手动运动控制杆，该装置的形式为可旋转杆 29。具体地讲，杆 29 可以绕着一个位于动力头 22 中的旋转轴线旋转。当手动运动控制杆 29 位于它的原始位置时，如图 2 所示，动力头 22 中不会产生活塞运动。然而，当手动运动控制杆 29 向着注射管 36 旋转时，动力头 22 中会产生正向的活塞运动，从而将液体或空气从注射管 36 中排出。另外，当手动运动控制杆 29 从注射管 36 旋转开时，动力头 22 中会产生反向的活塞运动，从而将液体或空气充入注射管 36 中。手动运动控制杆 29 的详细结构和操作将在后面通过图 6-7C 进行解释。

为确保注射到对象中的液体保持在体温左右，一个加热垫 42 顶靠着压力套 38 的外壁安装着。加热垫 42 包含一个电热器，其产生热量以调节注射管 36 中的液体的温度。加热垫 42（单独显示于图 8 中）安装在一个支柱 44 上，支柱 44 从面板 28 上伸出并保持加热垫 42 与压力套 38 导热接触。

在动力头 22 的后端有一个指示灯 46（被一个光线散射盖覆盖着），用以显示动力头的状态，如后面详细讨论。

现在请参考图 3，以解释动力头的内部结构。

动力头 22 由两个外部半壳 47a 和 47b 构成。半壳 47a 和 47b 配合起来形成动力头 22 的完整容壳。上半壳 47a 包含一个用于使显示器 30 显示出来的开孔、指示灯 46 以及用于支撑一个轴 48 的支撑面，手动运动控制杆 29 即附着到该轴 48 上。安装在上半壳 47a 内部的手动运动控制杆的详细结构将在后面进一步详细讨论。

下半壳 47b 包含一个开孔，一个旋钮 49 通过该开孔连接到内部传动链上。可以用手旋转旋钮 49 以移动活塞传动筒的传动链，从而精确控制传动筒的运动，并且即使有电气故障使得动力头 22 失效，也能够使动力头运动。下半壳 47b 上的一个第二开孔 51 用于使动力头电路板 55（见下文）与从加热垫 42（见图 2，8）和空气探测器附件（见图 9，10）引出的电线连接起来。

下半壳 47b 上还包含一个安装导轨（位于下半壳 47b 内的凹槽 50 的相反侧），用以接收一个固定件 52，固定件 52 则用于将半壳 47b 安装在一个活节臂上，例如图 1 和 2 中所示的臂 35。固定件 52 可以从动力头 22 的任意一侧插入下半壳 47b 的安装导轨中，以便于将动力头 22 安装在一个检验台的任意一侧。一个旋钮 53 用

于将固定件 52 固定在下半壳 47b 的安装导轨中。

动力头 22 的内部结构包含一个电路板 55，该电路板上携带着几乎所有的控制动力头 22 操作的电路。电路板 55 上值得注意的部件包括磁探测器 56a、56b 和 56c 以及标志传感器 58。磁探测器 56a、56b、56c 和标志传感器 58 的功能将在下文中详细解释。

在动力头 22 中的电路板 55 的下面安装着传动链 60，用以移动活塞传动筒 62。传动链 60 包含一个由电路板 55 控制的旋转电机 63，该电机（通过一个齿轮箱 68）带动一个传动齿轮 64 旋转。传动齿轮 64 与一个主齿轮 65 啮合，主齿轮 65 又带动一个滚珠丝杠 66 旋转。活塞传动筒 62 安装在一个滚珠丝杠螺母 67 上，滚珠丝杠螺母 67 可以将滚珠丝杠 66 的旋转运动转换成活塞传动筒 62 进出动力头 22 的直线移动，从而使安装在动力头 22 上的一个注射管 36 的活塞 37（图 2）移动。旋钮 49 连接到传动齿轮 64 的轴线上，从而可以用手旋转传动链 60 并移动活塞传动筒。

传动链 60 的这些元件安装在一个传动壳 69 上。当上下半壳 47a 和 47b 围绕着传动壳 69 组装在一起后，传动壳 69 的前表面 70 是暴露在外的。注射器的面板 28 固定到前表面 70 上，从而使得一个注射管可以安装到传动壳 69 的前表面 70 上，以使活塞传动筒 62 可以啮合并移动活塞 37。

面板 28 利用一个铰销 72 而铰接在前表面 70 上。当面板 28 通过铰销 72 连接在前表面 70 上后，面板 28 可以沿着方向 73 在铰销 72 上旋转，并且可以沿着铰销在方向 74 上移动一段有限的距离。这种旋转和移动的组合使得面板 28 可以与前表面 70 咬合和脱离，从而可以将注射管向面板 28 安装和取走，并同时可将注射管

活塞与活塞传动筒 62 连接或脱开。

当面板 28 完全咬合在前表面 70 上后，面板 28 上的翼板 75a 和 75b 会分别配合在前表面 70 的槽 76a 和 76b 内。这种配合关系如图 4 所示。如需将面板 28 与前表面 70 脱离，可使面板 28 沿方向 74 移动以将翼板 75a 和 75b 从槽 76a 和 76b 中脱开，从而使面板 28 能够绕着铰销 72 沿方向 73（图 3）旋转，这样可以接触到安装在面板 28 上的注射管。

为了便于沿方向 74 移动面板 28，有一个凸轮杆 78 安装在传动壳 69 上并位于面板 28 与传动壳 69 之间。凸轮杆 78 固定在一个安装在传动壳 69 中的凸轮杆轴 79 上并可旋转该凸轮杆轴。凸轮杆 78 包含一个伸向面板 28 的圆钮 81。圆钮 81 与一个成形于面板 28 内表面上的槽道 80 配合（见图 4），这样，凸轮杆 78 的旋转可以带动圆钮 81，以使面板 28 沿方向 74 移动，从而使翼板 75a 和 75b 与槽 76a 和 76b 咬合或脱开。

一个标志垫片 82 安装在凸轮杆轴 79 上并被一个螺母 83 保持就位。标志垫片 82 和凸轮杆 78 上的连接着凸轮杆轴 79 的孔是键连接的，这样，凸轮杆 78 和标志垫片 82 可以彼此相对与对方保持方位一致。由于标志垫片 82 和凸轮杆 78 均通过键连接在轴 79 上，因此旋转凸轮杆 78 将带动轴 79 和标志垫片 82 旋转。标志表面 84 从标志垫片 82 上伸出；因凸轮杆 78 旋转引起的标志表面的运动将如后文所述被检测到并用于确定面板 28 是否与动力头 22 咬合。

现在请参考图 3 和 4，当动力头 22 位于图 4 所示位置时，标志垫片 82 位于电路板 55 上的标志传感器 58 的对面。标志传感器

58 产生一个光束，当标志表面 84 位于传感器 58 对面时，光束将反射回去并被传感器 58 探测到。凸轮杆 78 和标志垫片 82 键连接在轴 79 上，从而使得只有当凸轮杆 78 位于图 4 所示位置时标志表面 84 才能在传感器 58 对面旋转，在图 4 所示位置，凸轮杆 78 使面板 28 移动到与传动壳 69 的前表面 70 咬合的位置。这样，当标志表面 84 位于传感器 58 的对面时，这意味着面板位于关闭位置，已准备好可以充液或注射。

动力头 22 包含一个安全锁，用以在活塞传动筒 62 不是完全缩回的时候防止凸轮杆 78 旋转到一个脱开位置。具体地讲，请参考图 4，一个弹簧加载的锁板 86 安装在传动壳 69 上，其安装方式使得它可以沿方向 90 平移运动。螺钉 87 将锁板 86 保持在传动壳 69 上并允许这种平移运动。弹簧 88 连接在锁板 86 与传动壳 69 之间，以提供力，使锁板 86 有向传动壳 69 的前表面 70 滑动进入图 4 所示位置的趋势。

当锁板 86 位于这个最前方位置上时，锁板 86 的前角部 89 邻近于标志垫片 82，如图 4 所示。其结果是，标志垫片 82 上的刻槽 85（见图 3）与锁板 86 的前角部 89 之间的干涉作用可以防止标志垫片 82（以及凸轮杆 78）离开图 4 所示的咬合位置旋转到一个脱离位置上，在该脱离位置，面板与传动壳 69 的前表面 70 脱离并可以从前表面 70 旋开以更换一个注射管。然而，当锁板沿着方向 90 反向滑动时（抵抗着弹簧 88 的力），前角部 89 与刻槽 85 之间的干涉消除，使得凸轮杆 78 可以向着一个脱离位置旋转。

一个位于活塞传动筒 62 上的接头 91 咬合着锁板 86，这样，当活塞传动筒 62 从面板 28 处撤回到一个最后方位置时，接头 91 会咬合锁板 86 并将锁板移动到它的后方位置上。然而，当活塞传

动筒 62 从这个位置正向移动时，弹簧 88 的力将带动锁板移动到它的前方位置上。这样，作为活塞传动筒 62、锁板 86 和标志垫片 82 之间相互作用的结果，面板 28 不能沿方向 74 平移运动，即从传动壳 69 的前表面 70 脱离，除非活塞传动筒 62 位于其最后方位置上。这种联锁功能可以在活塞传动筒 62 伸入一个安装在面板 28 上的注射管的内部时，防止操作者试图将面板 28 从面板 70 上脱开。

现在请参考图 4 和 5，图中显示了三个磁导体 94a、94b 和 94c。这些导体由高导磁性、低顽磁性的材料，例如钢或铁制成，并且插入传动壳 69 的前表面 70 上的孔中。

每个面板 28 上可以装有一些永磁体，这些永磁体插这样的位置上，即这些位置与三个磁导体 94a、94b 和 94c 的位置对齐。可以装有三个、两个、一个或没有永磁体，而且磁体可以以它们的北极或南极面对磁导体 94a、94b 和 94c。

图 4 所示的面板 28 中包含两个永磁体 96a 和 96b，它们分别与磁导体 94a 和 94b 对齐。然而，图 4 所示的面板 28 中没有磁体位于磁导体 94c 对面。

在图 3 和 4 所示的动力头 22 中可以采个多种不同的面板 28。可以采用不同的面板 28 以适应于动力头 22 采用不同类型的注射管 36；例如，一个面板的尺寸适用于低容量的儿科注射管，而另一个面板的尺寸适用于成人容量的注射管。同空着购买的注射管相比，预充液注射管可以具有不同的尺寸或规格。需要不同的面板 28 以容纳这些不同尺寸的注射管。

电路板 55 上的电路需要能够探测到是哪个面板安装在动力头



22 上。首先，控制电路必须确定是否有一个空气探测模块附加在面板上。此外，不同类型的注射管 36 的长度可以不同，在这种情况下，在确定活塞传动筒的运行终点位置并计算注射管 36 中的液体体积时，动力头 22 必须能够补偿这种长度变化。同样，在活塞传动筒 62 的运行速度相同的情况下，不同直径的注射管的流速不同；在将所需流速换算成活塞传动筒 62 的运行速度时，控制电路必须补偿这种差别。

出于识别的目的，每个不同的面板 28 上安装着的与传动壳 69 的前表面 70 中的磁导体 94a、94b 和 94c 相对齐的永磁体的组合方式均是唯一的。具体地讲，图 4 所示的面板中包含两个永磁体，它们分别面对着磁导体 94a 和 94b。另一个面板上可以只有一个永磁体，其面对着磁导体 94b。第三个面板上可以有三个永磁体，它们分别面对着所有磁导体 94a、94b 和 94c。在每个位置上可以没有磁体，也可以改变磁体极性，这样，这些磁体可以一共产生 27 ( $3^3$ ) 种磁体组合方式，因此，通过这种方式可以使 27 个不同的面板具有唯一的标识。

为了探测面板中永磁体的数量和位置，动力头 22 中的控制电路包含磁探测器 56a、56b 和 56c，它们可以是，例如霍尔效应传感器（或者，也可以是舌簧开关）。这三个磁探测器 56a、56b 和 56c 位于电路板 55 的一个边缘处，并对准三个磁导体 94 的内端，比较图 4 和 5 可以看到这点。通常，传动壳 69 由非磁性材料，如铝制成。这样，永磁体 96a 和 96b 产生的磁场可以通过导磁性磁导体 94a、94b 和 94c，并进入磁探测器 56a、56b 和 56c 附近，从而可以通过电路板 55 在远离面板 28 处探测到面板 28 上是否存在永磁体。

这些磁导体通过将磁场从面板 28 上的永磁体传导到位于电路板 55 上的远距离探测器上，从而显著降低了动力头 22 上的电子装置部分的费用。虽然可以购买到独立的磁探测器并将它们安装到传动壳 69 的前表面 70 上，但独立的磁探测器通常要比可安装到印刷电路板上的探测器昂贵。此外，采用独立的磁探测器需要制造多个分开的电路板和/或线束并将它们安装在动力头的容壳中，再通过适宜的电缆连接到主电路板上，因此，同本实施例中将探测器安装在主电路板上的结构相比，前面的结构会使得动力头 22 的制造更加复杂、昂贵和耗时。因此，采用磁导体 94a、94b 和 94c 可以显著降低动力头 22 的制造费用。

请参考图 6，现在可以解释手动运动控制杆。如前面所示，手动运动控制杆 29 沿正向或反向旋转分别表示操作者希望将活塞传动筒正向或反向移动。为确定杆 29 的旋转方向和角度，有一个旋转电位计 98 连接着杆 29 的轴 48，这样杆 29 的旋转将带动电位计 98 内部的一个电刷旋转，从而产生一个变化着的电阻，该电阻可以被动力头控制电路检测。

如前面所示，当控制杆 29 沿方向 99 正向旋转时，控制电路会根据电位计 98 产生的电信号而检测到这个旋转动作，从而使活塞的传动筒 62 正向移动，即从动力头的容壳向外移动，移动速度与控制杆 29 从图 6 所示原始位置偏移的角度成正比。另一方面，当控制杆 29 沿方向 100 反向旋转时，控制电路会根据电位计 98 产生的电信号而检测到这个旋转动作，从而使活塞的传动筒 62 反向移动，即移入动力头的容壳，移动速度与控制杆 29 从图 6 所示原始位置偏移的角度成正比。

图 6 显示了两个复位弹簧 102a 和 102b，它们顶靠着轴 48 并

产生力矩使轴 48 有返回图 6 所示原始位置的趋势。此外，还显示了组合标志/接触板 104，其环绕着轴 48 并可以与复位弹簧 102a 和 102b 接触。复位弹簧 102a 和 102b 与标志/接触板 104 接触时，可以使它们之间形成电气连接，并施加弹簧力矩使轴 48 有向原始位置返回的趋势。还可以看到一个止动弹簧 106，其功能将在下文中详细解释。还有一个标志传感器 108，其为光学探测器，可产生脉冲光线并使脉冲光线穿过一个间隙，检测间隙的另一侧接收到的脉冲光线并产生一个数字信号，以显示间隙是否被堵住而阻止了光学的传输。

现在请参考图 6、7A 和 7B，可以看到，当杆 29 位于原始位置时（见图 6 和 7A），标志/接触板 104 位于复位弹簧 102a 和 102b 之间的等距位置上，两个复位弹簧向杆 29 施加方向相反的力矩，以使该杆 29 有被保持在这个原始位置的趋势，在这个位置上，标志/接触板 104 的标志板 105 位于标志传感器 108 中，使标志传感器 108 产生一个数字信号，以显示杆 29 位于其原始位置上。在这种情况下，动力头 22 的控制电路可以判断出，不需要通过手动运动控制杆使活塞运动。

然而，当杆 29 从其原始位置旋转开后，例如到达图 7B 所示位置时，标志板 105 移到标志传感器 108 形成的间隙的外面，从而使标志传感器 108 产生一个数字信号，以显示杆 29 离开了其原始位置。在这种情况下，控制电路可以读取电位计 98 产生的电信号，以确定杆 29 的位置并使活塞传动筒产生适宜的运动。

如前面所示，活塞传动筒的移动速度与杆 29 偏移开原始位置的程度成正比。同时，随着杆 29 从原始位置旋转并增大夹角，复位弹簧 102a 和 102b 的机械结构可以确保有一个复位力矩施加到杆

29 上。根据弹簧 102a 和 102b 的刚度以及杆 29 的运动范围，这种复位力矩可以在所有偏移角度内几乎相等，或者可以随着偏移角度的增大而增大或减小。如果复位力矩随着偏移角度的增大而增大的话，那么可以使操作者获得附加的活塞速度反馈功能。

如图 7B 所示，当杆 29 沿反向旋转并增大夹角时，最终会使标志板 105 接触到止动弹簧 106 并使止动弹簧 106 开始与复位弹簧 102a 和 102b 一起弯曲。这将导致施加的力矩增大，并被操作者觉察到，从而作为手动运动控制杆旋转中的一个“止动器”。

在向一个注射管充液时，有一个理想的最大速度，在这个速度上，由于液体处于非层流状态，因此液体可以抽入注射管中而不形成气泡。在提高注射管的充液速度时，一旦达到了这个理想速度，操作者应当得到反馈信号，以使注射管在理想速度充液。止动弹簧 106 的目的是向操作者提供杆 29 偏移角度的机械式反馈信号，此位置对应于理想充液速度。更具体地讲，当杆 29 的旋转使得标志板 105 与止动弹簧 106 接触时，动力头 22 的控制电路可以确认使活塞传动筒在理想充液速度附近移动。这样，希望在理想速度附近充液的操作者可以旋转杆 29 直至增加的止动力矩可以觉察到，然后将杆 29 保持在止动位置而进行充液。

复位弹簧 102、标志/接触板 104 和止动弹簧 106 不仅机械式运行以向操作者提供机械式反馈信号，而且还作为动力头 22 的控制电路中的电气元件。具体地讲，请参考图 7C，这些元件中的每一个均是电路中的电路元件，以产生动力头 22 的控制电路所需的数字控制信号。

从图 7C 可以看到，复位弹簧 102a 和 102b 以及二者之间的标

志/接触板 104 与一个电阻 110 串联在一个数字式 +5 伏电源与地极之间。一个信号线 115 从电阻 110 与复位弹簧 102a 之间伸出并携带着一个逻辑电压信号,用以显示在复位弹簧 102a 和 102b 与标志/接触板 104 之间是否有电气接触。在正常状态下,有一个从这个线路到地极的电气通路,以保持线 115 上的电压处于低阶。然而,如果弹簧 102a 和 102b 中的任何一个失效并且不再与标志/接触板 104 接触了,那么这种电气触点就断开了,而线路 115 上的电压会升到一个高阶上,以显示一个复位弹簧失效。虽然只有在两个复位弹簧均失效时杆 29 才会无意中从其原始位置偏移开,但只要有一个复位弹簧失效就可以通过监视线路 115 上的电压而探测到。一旦探测到这种失效,会向操作者发出一个警告,或者可以使手动运动控制杆停止工作。

与前面的方式类似,止动弹簧 106 构成一个电气触点并与一个电阻 111 串联,一个止动信号线 116 从电阻 111 与止动弹簧 106 之间伸出。如果控制杆 29 没有旋转到止动弹簧中,线路 116 上的电压会升到一个高阶上,以显示控制杆 29 不在止动位置。然而,如果控制杆 29 的旋转使得标志板 105 与止动弹簧 106 接触时,线路 116 上的电压会降低到低阶,以显示控制杆 29 旋转到了止动位置。线路 116 上的信号可以用于多种途径。例如,该信号可以用于校正手动运动控制杆,以使杆在止动位置的旋转角度对应于理想充液速度。或者,该信号可以用于防止活塞传动筒以一个高于理想充液速度的速度反向运动。最后,该信号可以用于建立一个运动“死区”,在此活塞传动筒将以理想充液速度移动,同时又使控制杆能够旋转超过“死区”,以产生更快的反向速度。

图 7C 中还显示了标志传感器 108 的电路详图;通过一个电阻

113 可以使一个发光二极管被一个偏流充电；当光线穿过传感器 108 中的间隙并且射到传感器 108 中的光电晶体管的基部时，光电晶体管会使一个电流通过电阻 112，从而使线路 117 上的原位信号降到一个低电压值，以显示控制杆 29 不在其原始位置上。否则，如果光线不能到达传感器 108 中的光电晶体管的基部，就不会有电流流过电阻 112 而且线路 117 上的原位信号会升到一个高电压值，以显示控制杆 29 在其原始位置上。因此，动力头 22 的控制电路可以利用线路 117 上的信号以确定是否要终止活塞传动筒的运动。

现在请参考图 8，动力头 22 中采用的根据本发明的加热垫 42 包含一个环形塑料段 118 和一个模塑成形出的塑料基座。塑料段 118 包含一个由电阻丝制成的电热丝 120，当一个电流从一个适宜的电源开始流过电热丝时，电热丝可以产生热量。电热丝 120 伸展通过环形塑料段 118 的整个区域，当加热垫 42 安装到支柱 44 上时，如图 2 所示，电热丝 120 将与压力套 38 接触，电热丝 120 两端连接着包围在绝缘电缆 117 中的电线，绝缘电缆 117 可以通过开孔 51（图 3）而插入动力头 22 的控制电路中，如图 2 所示。当电流从动力头开始经过电缆 117 中的电线并流经电热丝 120 时，电热丝 120 将均匀地产生热量，以加热压力套 38 中的注射管中的液体。

环形段 118 可以是不透明的，或者也可以是透明或半透明的。如果环形段 118 是透明的，电热丝 120 可以被看到（象汽车除霜器或纱窗中的那样），这样，操作者可以通过环形段、压力套 38 和注射管壁看到注射管中的液体。这样有利于在使用中使操作者的主要视线到达注射管内部，而在其它情况下注射管会被加热垫

挡住。

加热垫的基座 119 由软塑料制成，并且模塑成形在一个弹性骨架外部。弹性骨架成形为盘 121 的形式，盘 121 的尺寸使之与支柱 44 略有干涉。其结果是，加热垫 42 可以压紧配合在支柱 44 上以实现普通的安装与拆卸（例如用于清洁）。

现在请参考图 9 和 10，以解释整体式空气探测系统。空气探测模块 122 安装在支柱 44 的端部，并且成形为包裹在压力套 38 的远端部分周围并与一个环绕着注射管 36 的排液颈并向外伸出的套环 124a 相接触。在与套环 124a 的接触点处，空气探测模块 122 包含一个光源 126 和一个光传感器 127。光传感器 127 是一个可以购买到的电路，其包含一个传感器 127 和一个振荡器，振荡器可以产生一个触发信号，以显示应在何时向光源 126 通电以产生一个光束。传感器 127 的输出为数字信号，以显示在光源被触发后是否有光束被传感器接收。

图 9 和 10 显示了光源 126 发出的光束的轨迹。光源 126 包含一个整体式聚焦透镜，而位于注射管 36 的排液颈上的套环 124a 则构成一个第二聚焦透镜。这些透镜协同工作，以使光源 126 发出的光线沿着轨迹 129 向着位于注射管 36 的排液颈上的套环 124b 传输。套环 124b 的内部形状构成一个角部反射器，这样，从光源 126 发出的光线照射在套环 124b 上后，会被向着传感器 127 反射。

这种结构的结果是，当注射管 36 的颈部充满液体时，从光源 126 发出的光线会通过注射管颈部中的轨迹并被反射而返回到光传感器 127，如图 9 和 10 中的轨迹 129 所示。因此，在这种状况下，传感器 127 将产生一个用以显示接收到光线的数字信号，这

就表明在注射管颈部没有空气。(光源 126 与套环 124a 处的透镜的焦距之和大于光线沿着轨迹 129 传输的距离, 即大于套环 124a 与套环 124b 之间距离的两倍)。

然而, 如果注射管颈部含有空气或气泡, 光线在气/液或气/注射管边界的衍射会使得光线从图 9 和 10 中的轨迹 129 偏移开。具体地讲, 射入注射管 36 颈部的光线将沿着图 9 中所示轨迹 130 或图 10 中所示轨迹 131 传输。在任何一种情况下, 气泡的存在将阻止从光源 126 发出的光线在注射管颈部反射到光传感器 127, 从而使得光传感器产生一个用以显示未能接收到光线的信号, 这就表明在注射管颈部存有空气。

为了获得稳定的可重复性结果, 空气探测模块 122 的结构可以确保光源 126、光传感器 127 与注射管 36 的套环 124a 的表明紧密接触。具体地讲, 空气探测模块 122 具有一个弹簧金属制成的内骨架 133, 该内骨架通过模塑成形的一个软弹性塑料 134 包裹。弹簧金属骨架 133 的一端通过螺钉 135 (其可以通过包裹塑料 134 中的空间触及) 安装在支柱 44 上。骨架 133 的另一端支撑着空气探测模块, 空气探测模块中包含一个硬塑料模塑件 136, 该模塑件 136 支撑着光源 126 和光传感器 127。模塑件 136 中包含一个倾斜段 137, 倾斜段 137 的尺寸适于压力套 38 的开口处的倒角 138 中。倾斜段 137 与倒角 138 的相互作用可以确保将光源 126 和光传感器 127 相对于压力套 38 精确定位。

注射管 36 的颈部的尺寸适合于稍有干涉地配合, 这样, 当注射管 36 插入压力套 38 后, 套环 124a 会接触并使空气探测模块 122 稍微偏移, 从而弯曲弹簧骨架 133 并使光源 126 和光传感器 127 向注射管 36 的套环 124a 施加一个均匀的力。这个施加的力可以确



保光源 126 发出的光线以良好的传输途径进入注射管 36 的颈部，再从注射管 36 的颈部进入光传感器 127。

现在请转向图 11A，以解释空气探测模块以及其他模拟电气系统的电路详图。具体地讲，在空气探测模块中采用了一个可以购买到的同步探测电路 140，该电路 140 中包含一个可以在线路 141 上产生触发脉冲的内部振荡器，而且电路 140 可以在每个触发脉冲的同时探测线路 142 上的用于显示光线被光传感器 127 接收的信号。只要在每个触发脉冲的同时探测到光线，就会在线路 143 上产生一个高阶信号。在采用了根据本发明的电路 140 的情况下，线路 143 上的信号显示出在注射管 36 的颈部是否有空气被探测到。

动力头 22 的控制电路可以控制施加到空气探测器上的光线强度，以控制探测器的灵敏度。为此，控制电路在线路 145 上产生了一个脉冲宽度调节 (PWM) 数字信号。该 PWM 信号被一个低通滤波器 146 滤波以产生一个模拟控制电压，用以控制可调调节器 147 在线路 148 上产生电路 140 的电源信号。

作为对线路 141 上的触发信号的响应，一个 PNP 光晶体管 149 接通，从而导致线路 148 上的电源信号给光源 126 通电。这样，线路 148 上的电源信号的电压直接影响光源 126 产生的光线的强度。

为了使控制电路能够监视空气探测电路 140 可能出现的故障，线路 141 上的触发信号通过一个光隔离器 150 中的发光二极管连接到 PNP 光晶体管 149 的基极。这样，一旦启动了触发信号，光隔离器 150 中的光晶体管就会接通，从而导致线路 151 中的电压

变为低阶。这样，如果同步空气探测电路 140 正常工作并产生周期性触发信号，则线路 151 中会出现脉冲，这些脉冲可以被控制电路探测到，以确定电路 140 中的振荡器是正常工作的。

图 11A 还显示了模拟—数字 (A/D) 转换器 152，其装于动力头控制电路中，用以将各个电气元件产生的模拟信号数字化。例如，电位计 98 (见图 6) 连接着充液/排液杆 29 的轴 48。该电位计的电刷连接着一个信号线 154，信号线 154 携带着用于显示充液/排液杆轴 48 的旋转位置的模拟电压。电位计的相反端部分别连接着一个参考电压和地极，这样，线路 154 上的电压位于这两个极限之间并取决于充液/排液杆 29 的旋转位置。线路 154 连接着 A/D 转换器 152，而转换器 152 可以将线路 154 上的模拟电压转换成一个数字信号，该数字信号位于一个“SPI”串行接口总线 156 上，以供 CPU (见图 11B) 使用，这样，CPU 可以确定充液/排液杆 29 的旋转位置并作出反应。

空气模拟电压也要输入 A/D 转换器 152 中。具体地讲，一个单片式加速计采用了一个倾角传感器 158 的形式，以在线路 159 上产生一个模拟电压，以显示传感器 158 的倾斜角度。(一种适用于这种用途的单片式加速计可以从马萨诸塞州的 Analog Devices of Norwood 公司购买，货号为 ADXL05AH。) 传感器 158 安装在电路板 55 上并用于产生输出电压，以显示动力头 22 相对于地球重力方向的倾斜角度。这个模拟倾角信号被转换并输入 CPU 以供使用，如下文所述，以控制动力头 22 的显示器和其他操作部件。

第三个模拟信号由一个线性电位计 160 产生，线性电位计 160 的电刷机械式连接着活塞传动筒 62，并根据活塞传动筒的运动而运动。这样，在线路 161 上的电刷电压是一个代表传动筒位置的

模拟信号，该位置在最前方位置与最后方位置之间。这个信号被转换并输入 CPU 以供使用，以确定传动筒的位置以及注射管剩余容量等其他参数。

两个附加的模拟信号由热敏电阻 163a 和 163b 产生，二者分别与偏压电阻串联以在线路 164a 和 164b 上产生反映热敏电阻温度的信号。从热敏电阻上获得的温度测量值用于控制施加到加热垫上的电能，而加热垫用于加热注射管 36 中的液体。具体地讲，施加到注射管上的加热功率随着外界温度而变化，而外界温度由热敏电阻 163a 和 163b 测量，这样可以保持液体处于目标温度，例如 30 摄氏度。

热敏电阻 163a 和 163b 是彼此重复的，也就是说，它们测量的温度相同并且它们的测量值要相互比较以确保几乎相等。其结果是，如果某一个热敏电阻失效了，那么可以从两个热敏电阻测量出的温度之间出现差别而判断出来，以此防止对温度控制的失误。

热敏电阻 163a 和 163b 可以在动力头 22 内部安装在电路板 55 上。或者，热敏电阻 163a 和 163b 也可以安装在容器外面，以确保更精确的温度读数，或者也可以提供全部两种可能以供选择，即装有内置热敏电阻，而如果用于替换的外置热敏电阻连接到了动力头 22 上，则内置热敏电阻停止工作。

如上所述，采用了热敏电阻 163a 和 163b，动力头 22 可以控制通过加热垫 42 施加到注射管 36 上的加热功率。为实现这个功能，CPU（见图 11B）在线路 166 上产生一个脉冲宽度调节（PWM）控制信号，用以控制施加到加热垫电热丝 120 上的加热功率。具体地讲，线路 166 上的 PWM 控制信号被一个低通滤波器 167 滤波

以产生一个用于控制可调调节器 168 的模拟控制信号。调节器 168 输出到线路 169 上的信号是一个可变电压，该电压施加到加热垫电热丝 120 上，以使电热丝 120 产生热量。

一个为施加在电热丝 120 上的电压滤波并调节的测量放大器 170 在线路 171 产生一个模拟输出信号，该信号与施加在电热丝 120 上的电压成正比。

一个检测电阻 173 与电热丝 120 串联，以使电热丝 120 中的电流流过检测电阻 173，在检测电阻上产生的电压与流过电热丝 120 的电流成正比。检测电阻的电阻远小于电热丝 120 的电阻，这样，检测电阻 173 上的小的压降远小于电热丝 120 上的压降。

检测电阻 173 上的压降被一个增益/滤波电路 172 放大并滤波，从而在线路 174 上产生一个模拟电压，该电压与流过电热丝 120 的电流成正比。

线路 171 和 174 连接到 A/D 转换器 152，从而将线路 171 和 174 上的电压转换为可供 CPU 读取的数字信号。这样，CPU 可以确定出电热丝 120 中的电流和压降，并利用这些数值决定电热丝 120 的输出热量。这样使得 CPU 可以对加热垫的输出热量进行闭环控制，如下文中结合图 12 所作讨论。

现在请参考图 11B，以理解动力头 22 的 CPU 的连接方式。CPU 175 可以是一个 68332 微处理器，可从摩托罗拉 (Motorola) 公司购买到，CPU 175 控制着数据和地址总线 176，后者将 CPU 175 连接到随机存取存储器 (RAM) 178 和一个快擦写存储器 177。CPU 175 还控制着一个 SPI 串行接口总线 156，用于与 A/D 转换器 152、显示器 30 和一个监视微控制器 192 进行通讯。CPU 175 还包含一

个 RS-422 串口 179, 用以将 CPU 175 连接到动力组 (见图 11C)。

CPU 175 包含一组数字数据输入线, 以监视动力头 22 的操作。具体地讲, CPU 175 接收线路 116 上的止动信号、线路 115 上的安全信号和线路 117 上的原位信号, 以使 CPU 175 接收到有关前面所述的手动运动控制杆的操作状态的输入信号。CPU 175 还接收线路 143 上的气泡信号, 这样, CPU 175 可以探测到注射管颈部的空气并采取适宜的行动, 此外, CPU 175 还接收线路 151 上的气泡探测振荡器信号, 如前所述, 用以确认空气探测模块 122 中的振荡器是否正常工作。此外, CPU 175 还接收标志传感器 58 的输出信号, 这样, CPU 175 可以确定面板是否被锁紧在动力头 22 上。此外, CPU 175 还接收从三个磁探测器 56a、56b 和 56c 发出的数字信号, 这些信号可以显示若干可用的面板中的哪一个安装在动力头 22 上了, 以使 CPU 175 随之调整它的操作。

CPU 175 还接收并联旋转编码器 182 发出的数字信号, 编码器 182 在线路 183a 和 183b 上产生脉冲信号, 用以显示活塞传动链的旋转情况。这些脉冲被 CPU 175 使用, 以确定活塞传动筒的运动。线路 183a 和 183b 还连接着动力组 (见图 11C), 这样, 动力组的 CPU 可以通过为编码器的脉冲计数并将接收到的脉冲速率与所需速率比较, 从而闭环控制活塞运动。在美国专利 No. 4,812,724 中提出了一种闭环控制法, 该专利整体结合在此作为参考。

CPU 175 还产生多个数字控制信号, 包括前面提到的那些, 例如, 线路 145 上的气泡探测器电源 PWM 信号、线路 166 上的加热垫电源 PWM 信号, 这两个信号都被 CPU 175 进行了脉冲宽度调制, 以产生所需的电源级别。CPU 175 还在线路 187 上产生输出信号, 以点燃指示灯 46 (图 2) 中的发光二极管, 指示灯 46 用以显

示注射器的工作状态。输出到 SPI 串行接口总线 156 上的附加信号用于控制显示器 30。

CPU 175 利用前面所述的输入和输出信号通过软件实现对动力头 22 的基本控制，软件驻留在 CPU 175 中或从 RAM 178 读取。如前所述，CPU 175 还通过 SPI 串行接口总线 156 连接着一个微控制器 192，微控制器 192 用作一个监视器，以监视 CPU 175 的工作，确保没有软件或硬件故障。（微控制器可以是一个单片式微控制器，可以从 Microchip Technologies 公司购买到，货号为 no. PIC16C63）微控制器 192 通过总线 156 接收用于显示 CPU 175 工作状态的信号，以完成它的这种功能。

具体地讲，CPU 175 通过总线 156 显示 CPU 175 的工作状态，即，CPU 175 是否要求活塞运动、所要求的运动是否响应于手动或自动（程序）控制、以及其它可能的特殊信息，例如所要求的运动速度等。监视微控制器 192 读取总线 156 上的这些状态信息，并将这些信息与动力头 22 传来的重要数字输入信号进行比较，以确保它们之间相互吻合。

例如，微控制器 192 接收线路 115 上的安全信号和线路 117 上的原位信号。如果这些信号显示出手动控制杆位于原始位置，则 CPU 175 不会在手动控制杆下产生运动。如果一个弹簧失效（将被线路 115 上的信号显示出），这将会在 CPU 175 的状态中显示出来。这样，在这种状态下，微控制器 192 从总线 156 上读取信息，以确保 CPU 175 不会作出与手动控制杆发出的信号不相容的动作。

作为第二个例子，微控制器 192 接收编码器 182 输出到线路 183a 和 183b 上的信号。微控制器 192 检测这些信号以确定活塞传

动筒是否在移动，从而确保只在 CPU 175 的状态显示传动筒应该移动时，传动筒才能移动，而在其它状态则不能移动。此外，在这个方面，应注意的是，微控制器 192 接收门标志传感器 58 发出的门标志信号。如果该信号指示动力头 22 的门没有处于锁紧位置，CPU 175 不能要求活塞传动筒动作，而微控制器 192 将通过检测没有脉冲从编码器 182 发出以确定这一点。

现在请参考图 11C，以进一步理解动力头 22、动力组 26 和控制台 24 的相互作用关系。具体地讲，动力头 22、动力组 26 和控制台 24 中均分别包含一个 CPU 175、192、194。这些 CPU 通过外部接口的相互作用而实现对注射器的控制。例如，活塞传动筒可以通过动力头 22 上的杆 29 控制（如前面所讨论），或者也可以由操作者利用控制台 24 的触摸屏 32（采用 CPU 194）输入注射器程序再启动注射程序而自动控制。注射参数，例如电机速度和注射量，可以由 CPU 194 产生，CPU 194 与动力组的 CPU 192 通讯，以实现这些程序控制的动作。此外，一个自动注射过程可以利用触摸屏 32 实现，或者一个注射过程可以采用连接着动力组 26 的一个手动开关或 OEM 遥控触发器启动。在任何一种情况下，CPU 192 和 194 中适宜的一个将产生一个启动信号，以开始自动注射。

如前所述，动力头的 CPU 175 与一个监视微控制器 192 连接，监视微控制器 192 用于监视 CPU 175 状态以确保 CPU 175 的动作与来自动力头 22 的输出信号一致。同样，CPU 192 和 194 也分别连接着监视微控制器 196 和 198，两个监视微控制器监视着相连 CPU 192 和 194 的动作，以确保一致的无故障动作。

监视微控制器 192、196 和 198 之间的通讯与 CPU 175、192 和 194 之间的通讯是并行的。具体地讲，三个监视微控制器互相

交换它们从相连 CPU 得到的状态信息，以确保三个 CPU 处于相同的工作状态，例如，手动运动、自动运动、没有运动等。此外，每个微控制器接收外部输入信号以确保应当发生的状态转换真正发生。这样，微控制器 196 接收手动或 OEM 出发信号，以使微控制器 196 可以确定自动注射过程是何时启动的。微控制器 198 接收触摸屏 32 发出的输入信号，这样，它也能够确定自动注射过程是何时启动的。也可以实现其它监视功能，以确保 CPU 175、192 和 194 的操作正确且一致。

如上所述，动力头的 CPU 175 向动力组 26 传输一个控制信号，请求一个传动筒动作。动力组 26 中包含电机伺服控制电路，用以在线路 200 上产生一个适宜的电源信号以驱动电机 63 并根据线路 183 上的编码器脉冲而实现对电机运动的闭环控制。

在故障状态，各监视微控制器可以通过使硬件停止工作而切断流向电机 63 的电，从而停止活塞传动筒的任何运动，该硬件指的是串联在电源线 200 中的开关 202。这种硬件停止工作可以确保各监视微控制器能够防止在故障状态下错误地注射液体。

现在请参考图 12，以解释动力头的 CPU 175 的加热垫的控制功能。为实现加热垫控制，CPU 175 首先通过第一和第二热敏电阻 163a 和 163b 测量外界温度（第 204 和 206 步）。（作为这些步骤中的一部分，CPU 175 首先要查询校正表，以将热敏电阻的电压转换成相应温度。）之后，CPU 175 将判断这些温度读数是否一致（第 208 步）。如果不一致，则表示有一个热敏电阻有故障，将产生一个警告信号并使加热垫停止工作（第 210 步）。

如果热敏电阻的温度读数一致，则 CPU 175 将运行，即根据



测量到的外界温度  $T_{\text{AMBIENT}}$  确定一个所需加热垫输出功率级  $P_{\text{OUT}}$  (第 210 步)。一个热模型用于计算为将液体温度保持在  $37^{\circ}\text{C}$  所需的功率。功率可以在外界温度  $0^{\circ}\text{C}$  至  $32^{\circ}\text{C}$  范围内根据这个热模型而变化。当外界温度超过  $32^{\circ}\text{C}$  后, 加热垫将关闭以防止液体过热。当外界温度低于  $0^{\circ}\text{C}$  时, 加热垫产生的功率被限制在 8 瓦, 以防止加热垫中的电热丝 120 过热。一个简单的热模型是线性模型, 在线性模型中输出功率由这个公式确定:  $P_{\text{OUT}}=B-A T_{\text{AMBIENT}}$ , 其中  $B$  和  $A$  分别是经验计算出的修正和放大系数, 而  $P_{\text{OUT}}$  被限制在 8 瓦。也可以采用其他模型, 特别是非线性模型。

为产生所需的输出热能, CPU 175 在线路 166 (图 11A) 上每个工作周期产生一个 PWM 信号 (第 212 步)。从所选择的第一个工作周期开始加热注射管中的液体。

当这个 PWM 工作周期产生后, CPU 175 将从线路 171 和 174 上 (通过 A/D 转换器 152) 读取用于显示施加在电热丝 120 上的电压和电流 (第 214 和 216 步)。将这些数值相乘可以得到加热垫的实际输出功率, 这个功率将与前面计算的所需输出功率相比较 (第 218 步)。如果当前输出功率与所需功率基本相等, 则当前 PWM 工作周期是正确的, 而 CPU 175 将返回到第 204 步以重新测量外界温度, 从而连续控制加热器输出功率。然而, 如果加热器输出功率太大或太小, 则 CPU 175 将先进行第 220 步, 并调节 PWM 工作周期以根据需要改变输出加热功率 (如果太大则缩短工作周期, 如果太小则增大工作周期)。之后, CPU 175 将返回到第 204 步, 以重新测量外界温度, 从而连续控制加热器输出功率。

这种温度控制法可以补偿因外界温度变化所造成的液体温度变化, 从而可以确保对注射管 36 中的液体进行精确的控制, 这样

减少因注射液体不在所需温度而造成的对注射对象的热冲击。

现在请参考图 13A—13C，以理解可逆显示器的操作。具体地讲，如前所述，CPU 175 从倾角传感器 158 接收一个用于显示动力头 22 相对于地球重力方向倾斜角度的信号。CPU 175 反复从这个信号采样，以确定动力头 22 相对于地球重力方向（方向 122）的倾斜角度。所有可能的旋转角度被划分为六个操作区域，如图 13A 所示。

区域 1 为“充液”区；在为注射管充液时，动力头 22 应位于该区域中的角度上。当动力头 22 位于区域 1 中的角度时，或者位于相邻的区域 2A 或 2B 中时，动力头允许活塞传动筒沿正向或反向作手动运动，以使操作者可以向注射管充液或在初始充液之后将空气从注射管排出。通过手动运动控制杆可以获得一个大范围的运动速度，从而可以为注射管快速充液。当动力头 22 在区域 1、2A 或 2B 中时，程序控制的注射操作会被禁止；这样，当动力头 22 位于右上方位位置时，操作者不能根据预编程注射方案向对象开始注射。这样可以使误将空气注射到对象中的可能性最小化。

区域 4 是“注射”区域。当动力头 22 倾斜到这个区域后，可以开始程序控制的注射操作。此外，手动运动控制杆 29 可以用于将活塞传动筒沿正向或反向移动；然而，同区域 1、2A 或 2B 相比，由手动运动控制杆产生的运动速度范围相对较窄。这样，可以通过手动运动控制杆实现精确调节控制的液体注射操作。

区域 3A 和 3B 也可以用于注射。如果一个肥大的患者或其他障碍使得操作者无法将动力头旋转到区域 4 中的完全向下位置，则动力头可以采用区域 3A 和 3B 中的倾斜角度。然而，由于有将

空气注射到对象中的可能，因此不提倡在区域 3A 和 3B 中操作，这样，在通过控制台触摸屏 32 进入一个过载软件之前，操作者不能在这两个区域操作。在进入过载软件之前，显示器 30 将闪烁，而注射器不能进行程序控制的注射操作。一旦进入了过载软件，显示器会停止闪烁，而注射器可以进行程序控制的注射操作。此外，在区域 4 中，手动运动控制杆 29 可以用于将活塞传动筒以一个范围很窄的移动速度沿正向或反向移动，这样，可以通过手动运动控制杆实现精确调节控制的液体注射（或排出）操作。

上面提到的各种角度区域还涉及到显示方位。具体地讲，如图 13B 和 13C 所示，动力头 22 的显示器 30 是一个分段式显示器这些段可以被照亮，以显示注射信息，例如已注射量、剩余量以及当前流速。这些段的安排使得上面提到的信息既可以显示于一个第一方位（见图 13B），也可以显示于一个第二方位（见图 13C）。

当动力头 22 的角度位于区域 1、2A 或 2B 中时，动力头 22 中的 CPU 175 驱动着显示器 30 以产生显示方位，使显示器元件采用图 13C 中所示方式。此外，在区域 3A、3B 或 4 中，CPU 175 驱动着显示器 30 以产生图 13B 中所示显示方位。其结果是，显示器 30 上显示的信息相对于操作者来说总是向上的，以便于使用显示器。（在图 13A 所示的各区域之间的边界方向上有一个阻滞功能，以防止无意中停留在区域之间）。

虽然通过对各种实施例的解释使本发明得到说明，而且这些实施例被相当详细地描述过，但本申请人的目的不是将附属权利要求书中的范围限制或在任何方面局限于这些详细说明中。附加的优点和修改可以提供给本技术领域的技术人员。例如，控制电路可以使一个注射压力或充液量与控制杆 29 相对于原始位置的角位

移成正比，而不是使一个速度与旋转程度成正比。气泡探测可以由一个超声波源和连接在注射管颈部的超声波探测器完成，在这种情况下，由于声音在空气中的衰减较在液体中严重，因而可以探测出空气。气泡探测器可以安装在注射管其他位置而不是颈部。此外，气泡探测器可以与动力头控制电路一起使用，以实现注射管自动充液功能，例如，在充液之后探测空气是何时从注射管排出的。此外，一个满像素显示器可以采用在动力头 22 中并被动力头 CPU 控制，以产生各种显示方位。因此本发明在其扩展方面不局限于此处显示和描述的特定细节、代表性的设备和方法以及解释性示例上。

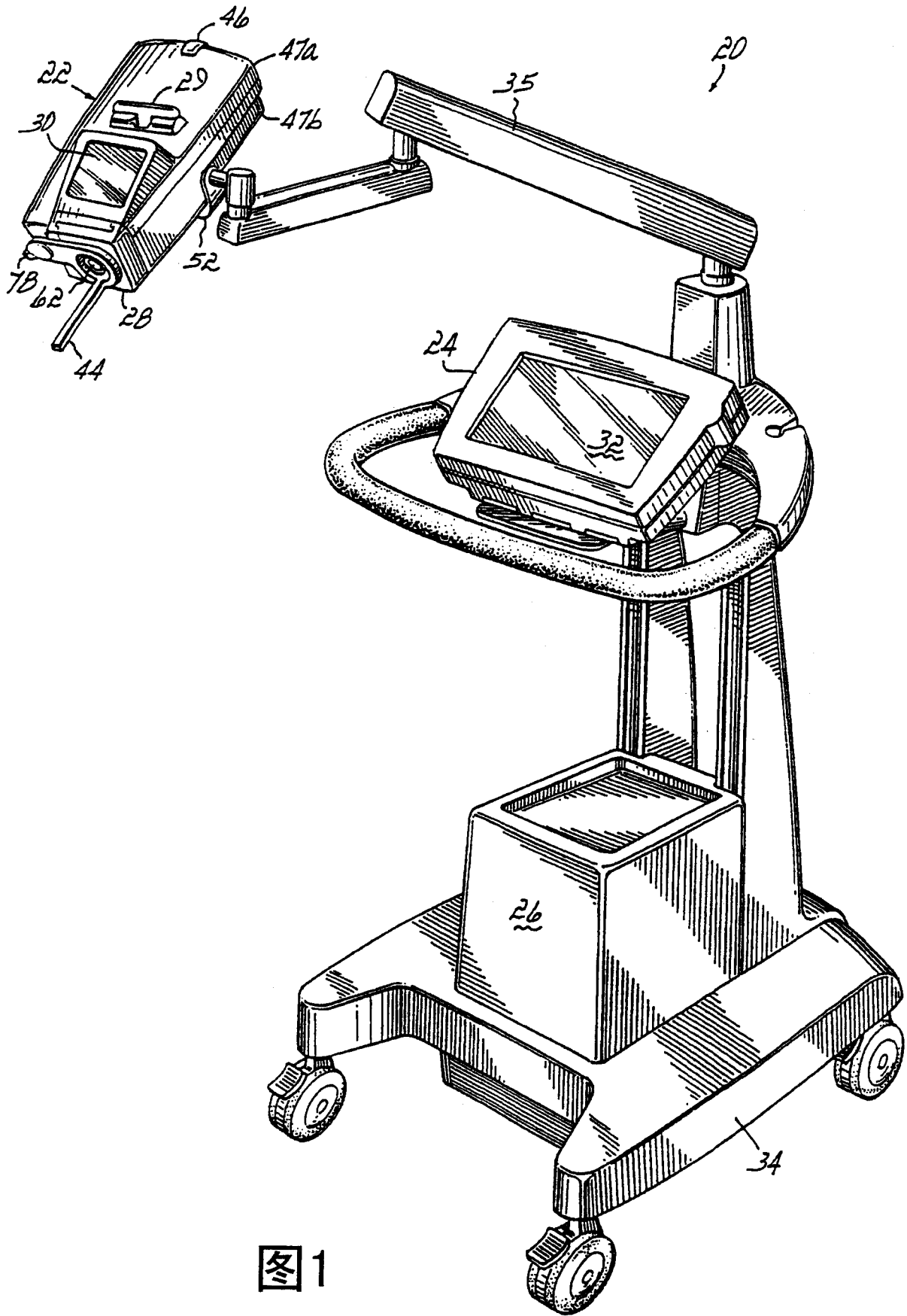


图1

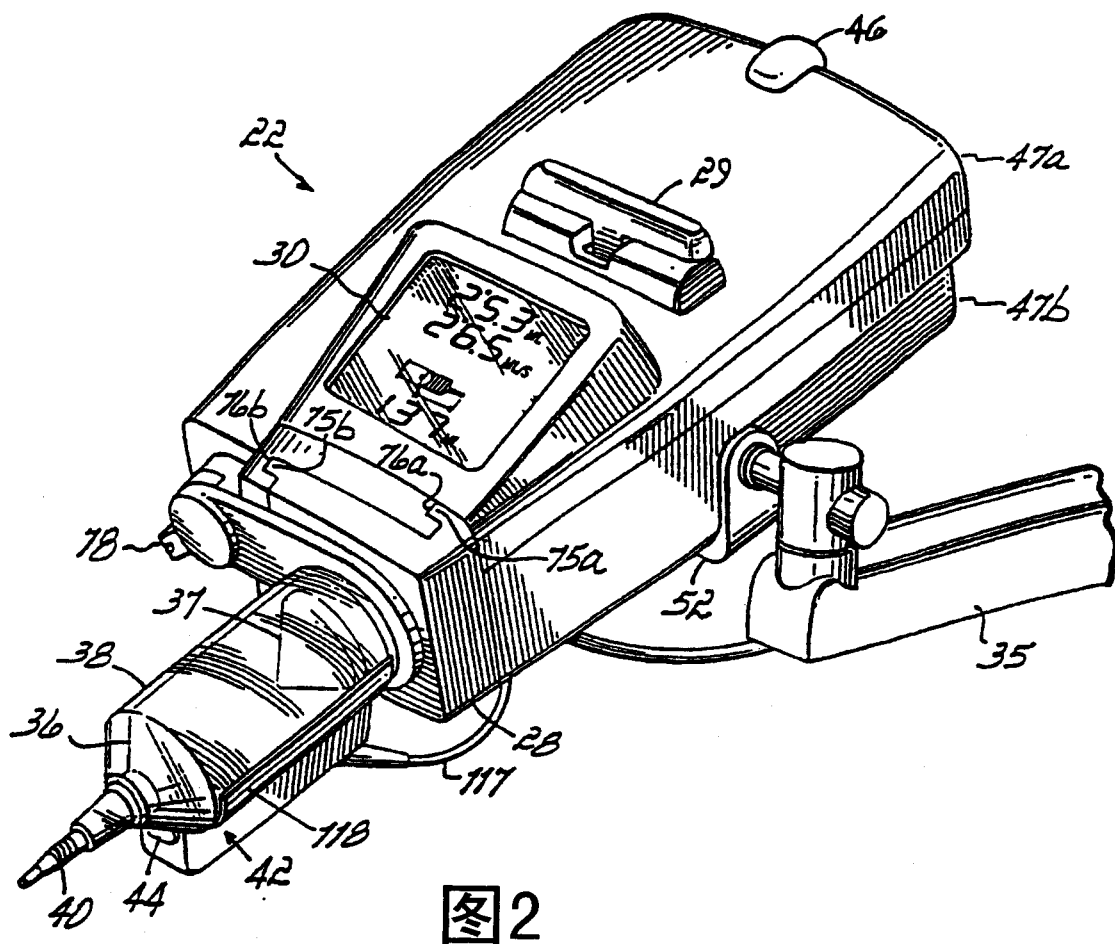


图2

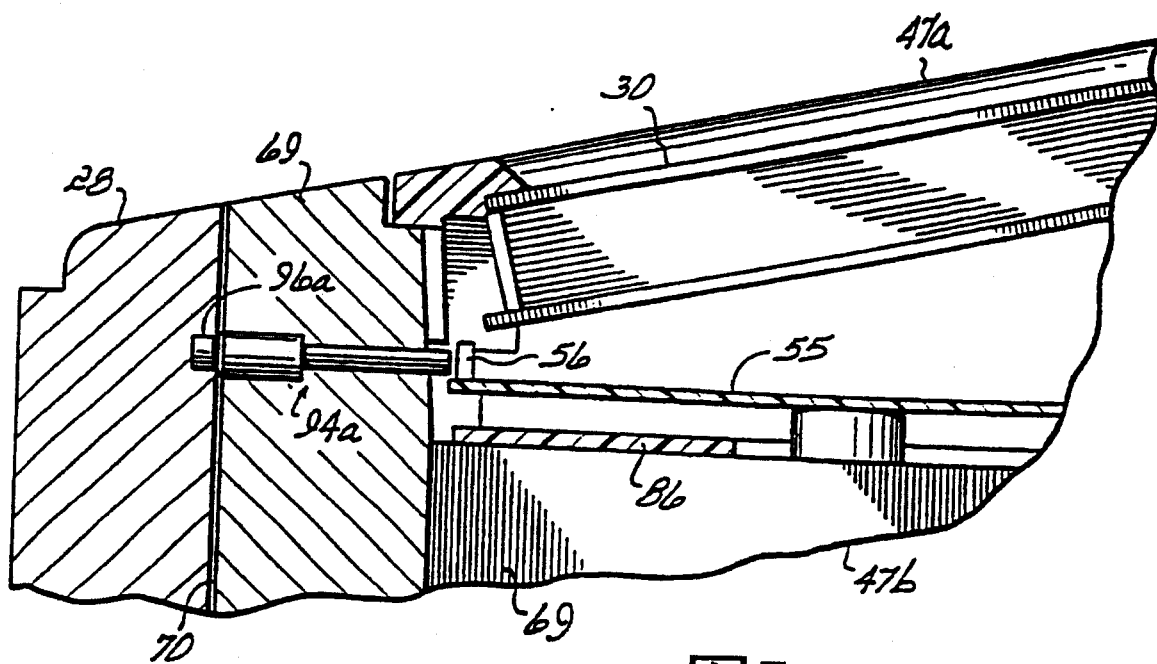


图5

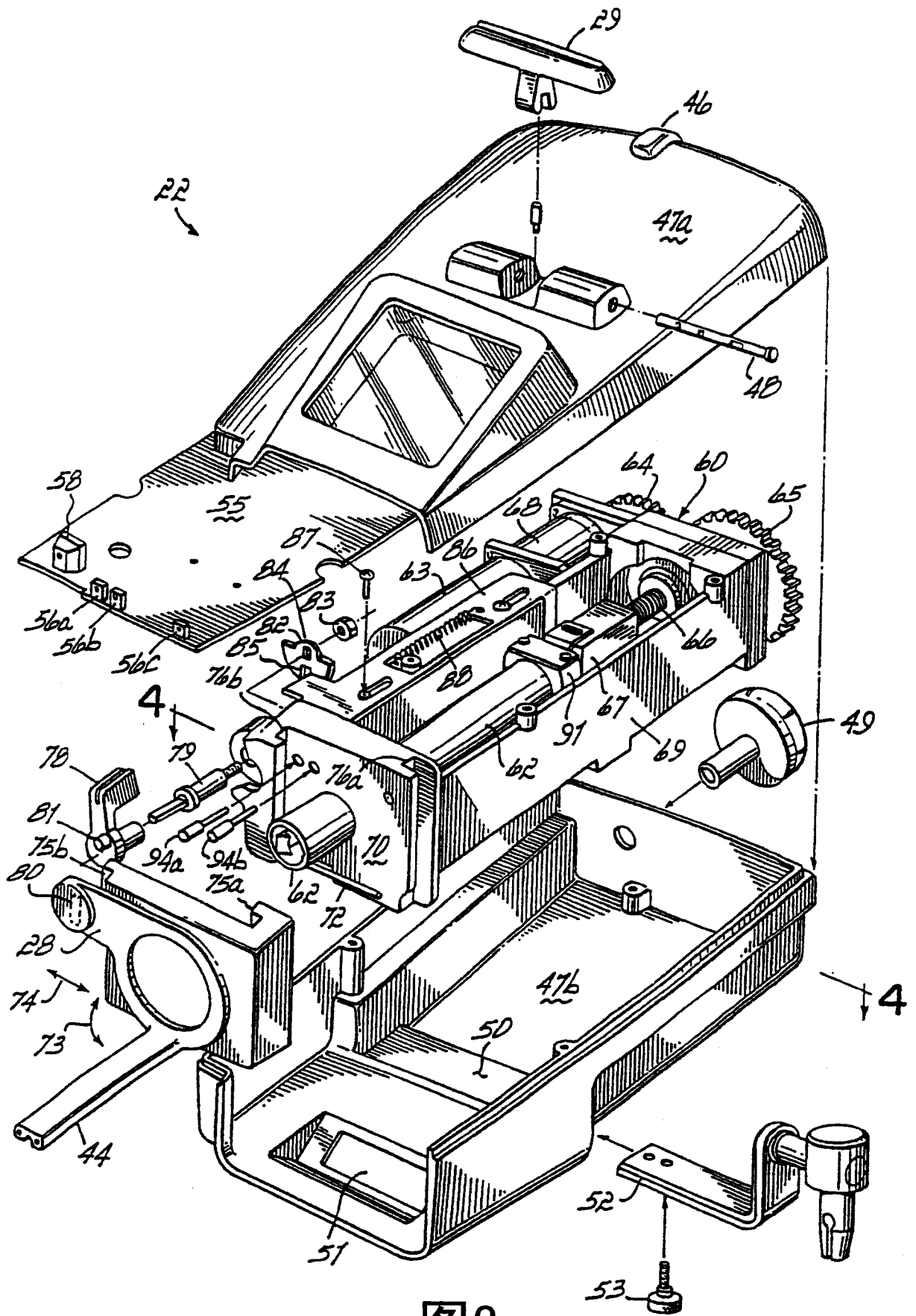


图3

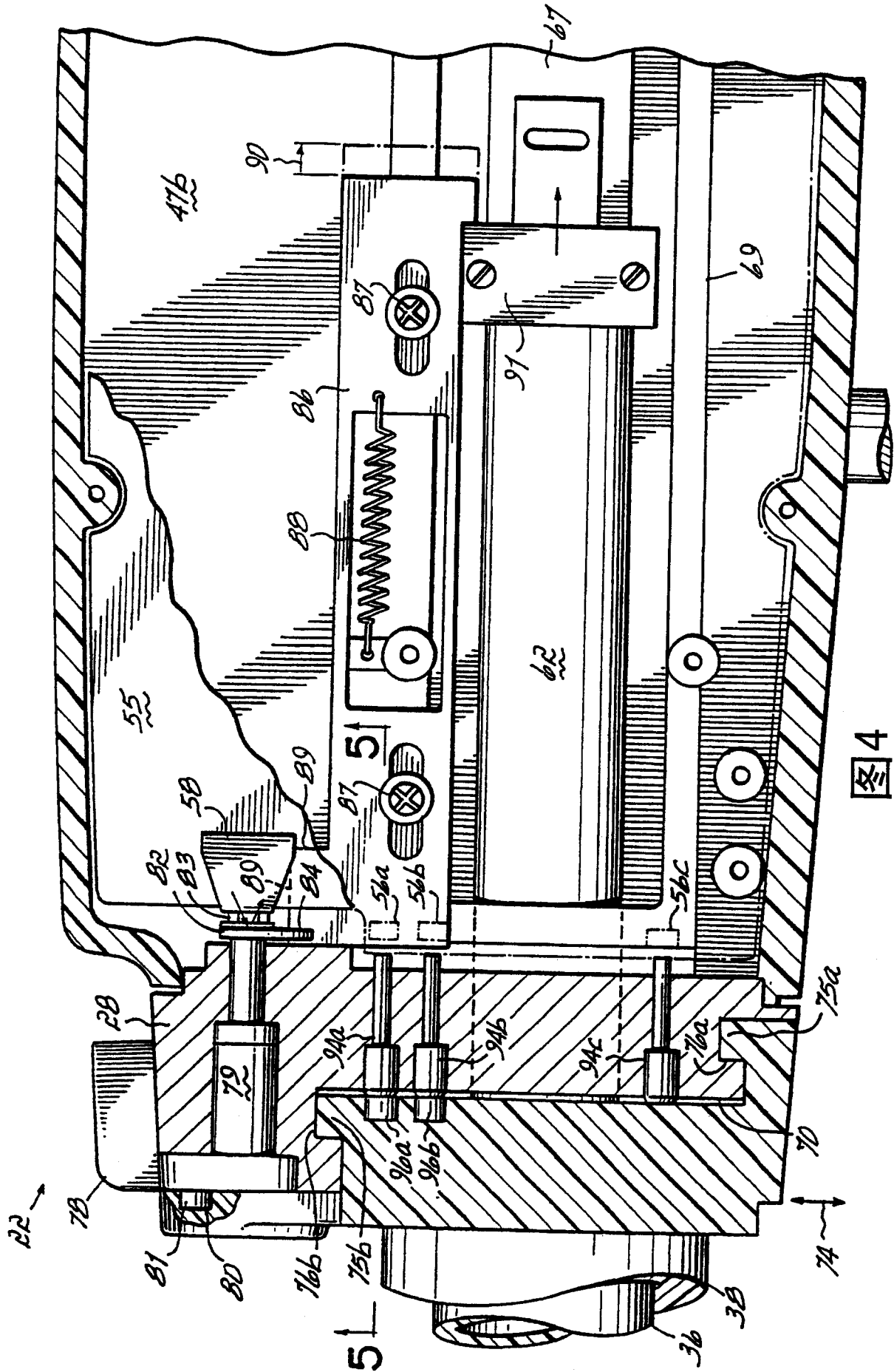


图4



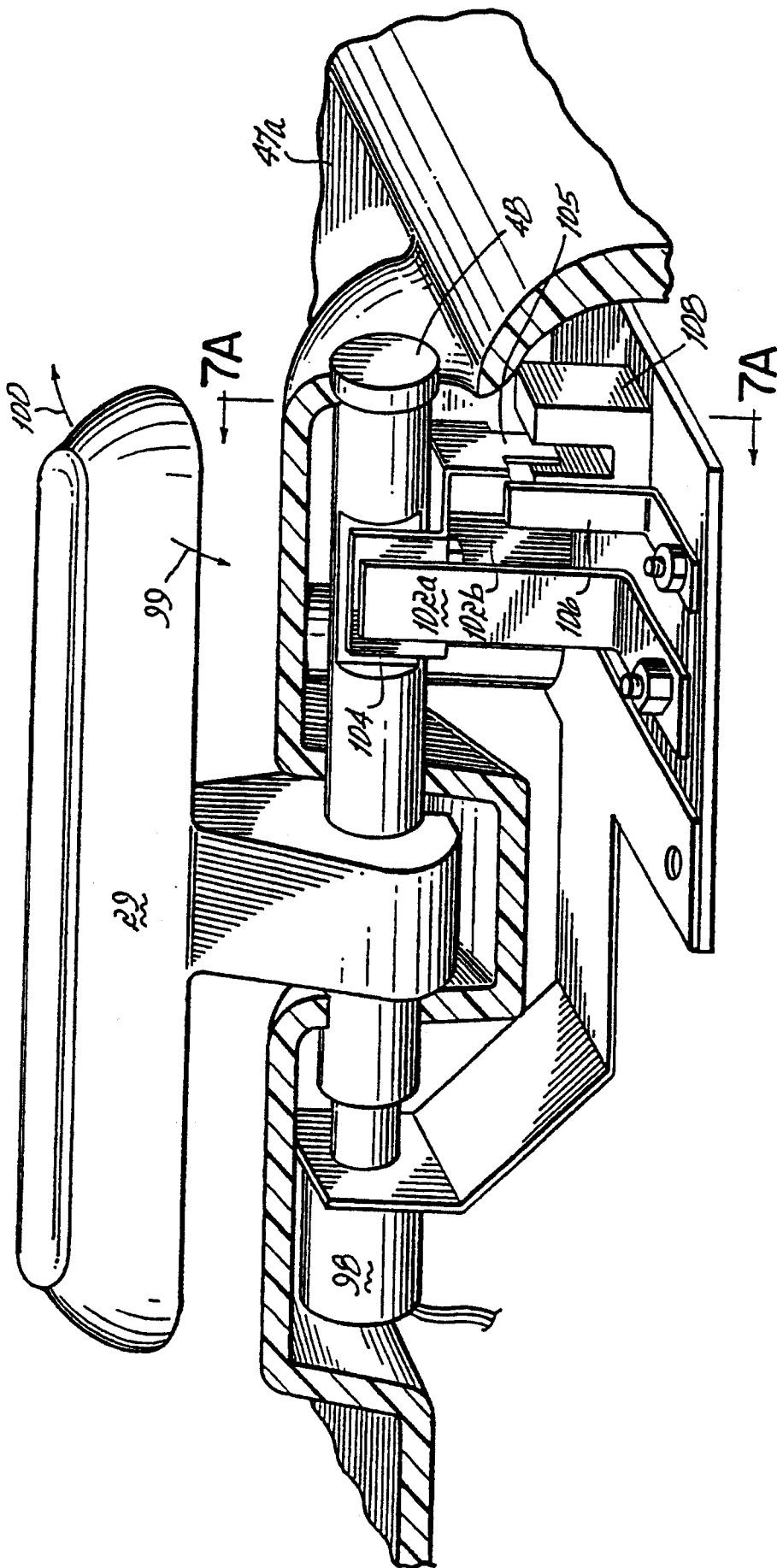


图6

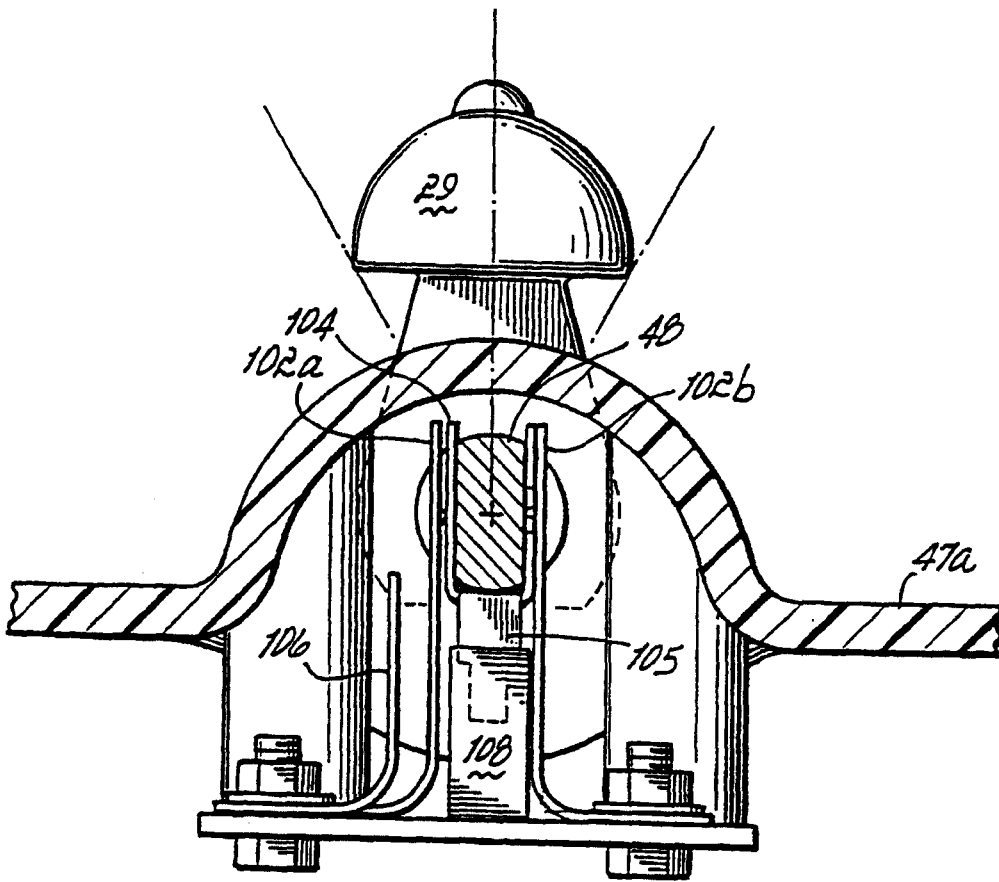


图7A

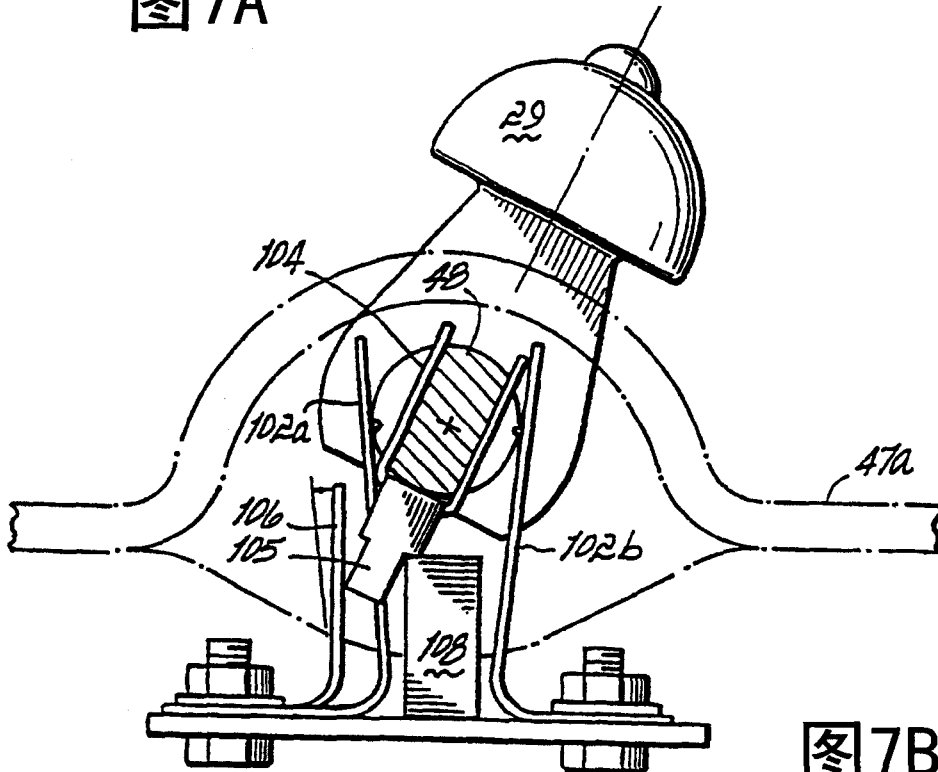


图7B

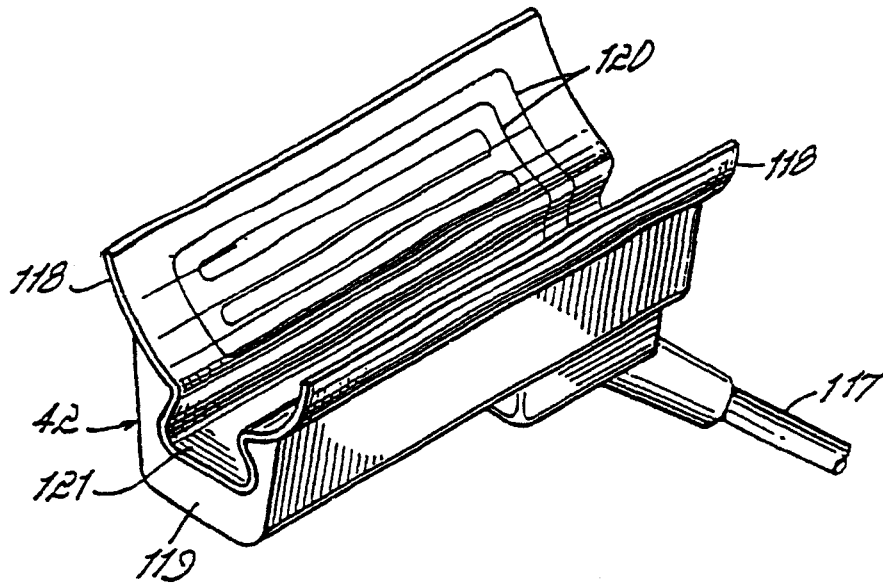


图8

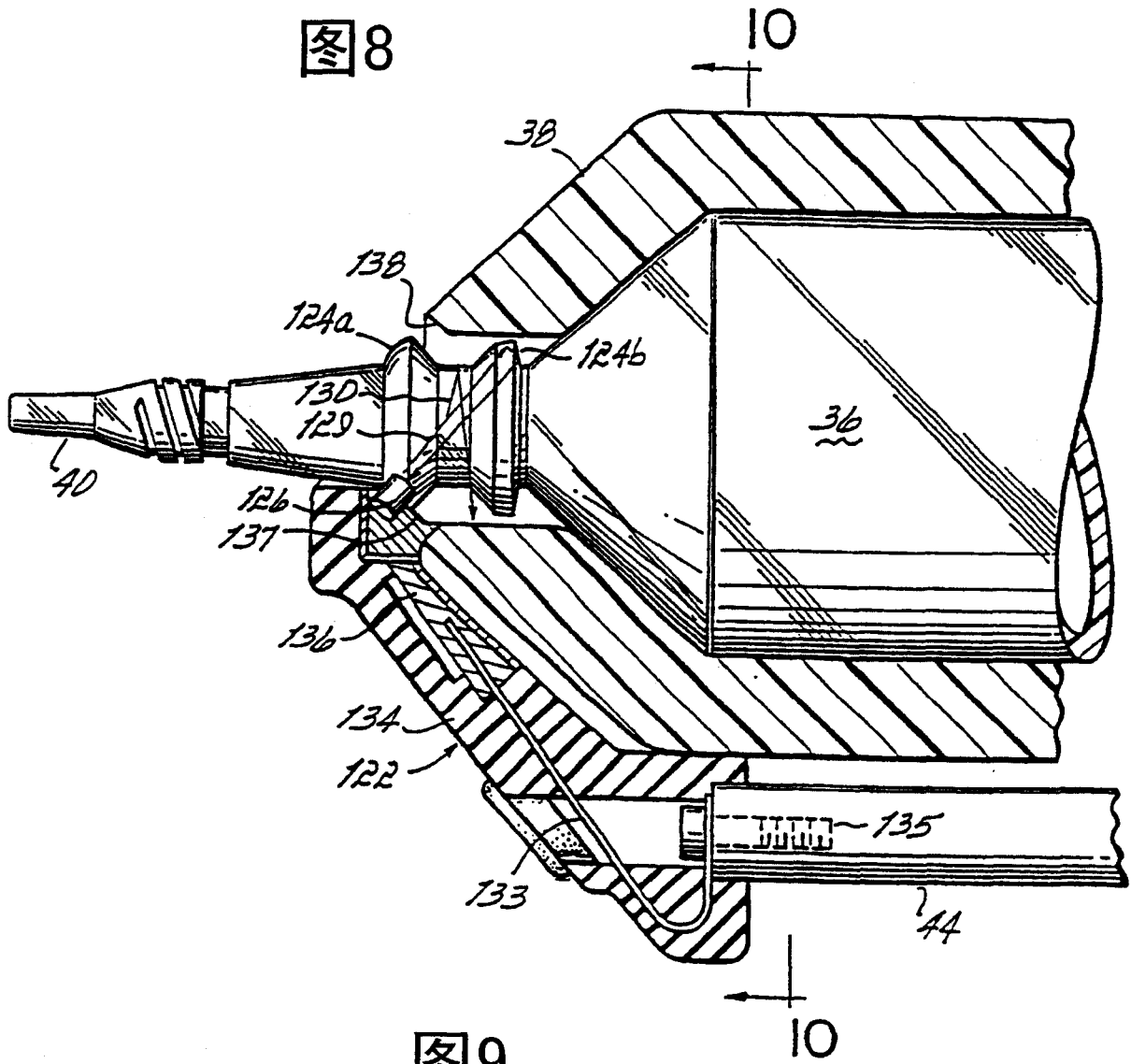


图9

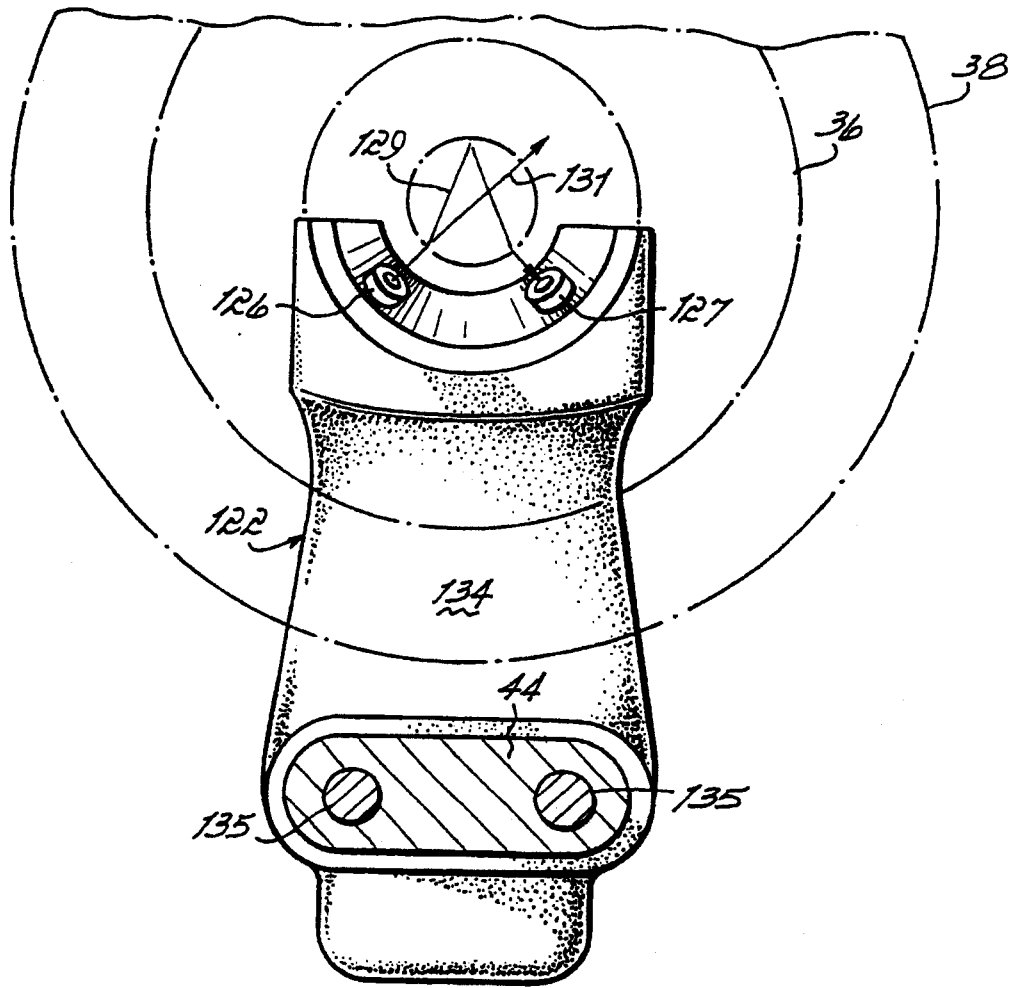


图10

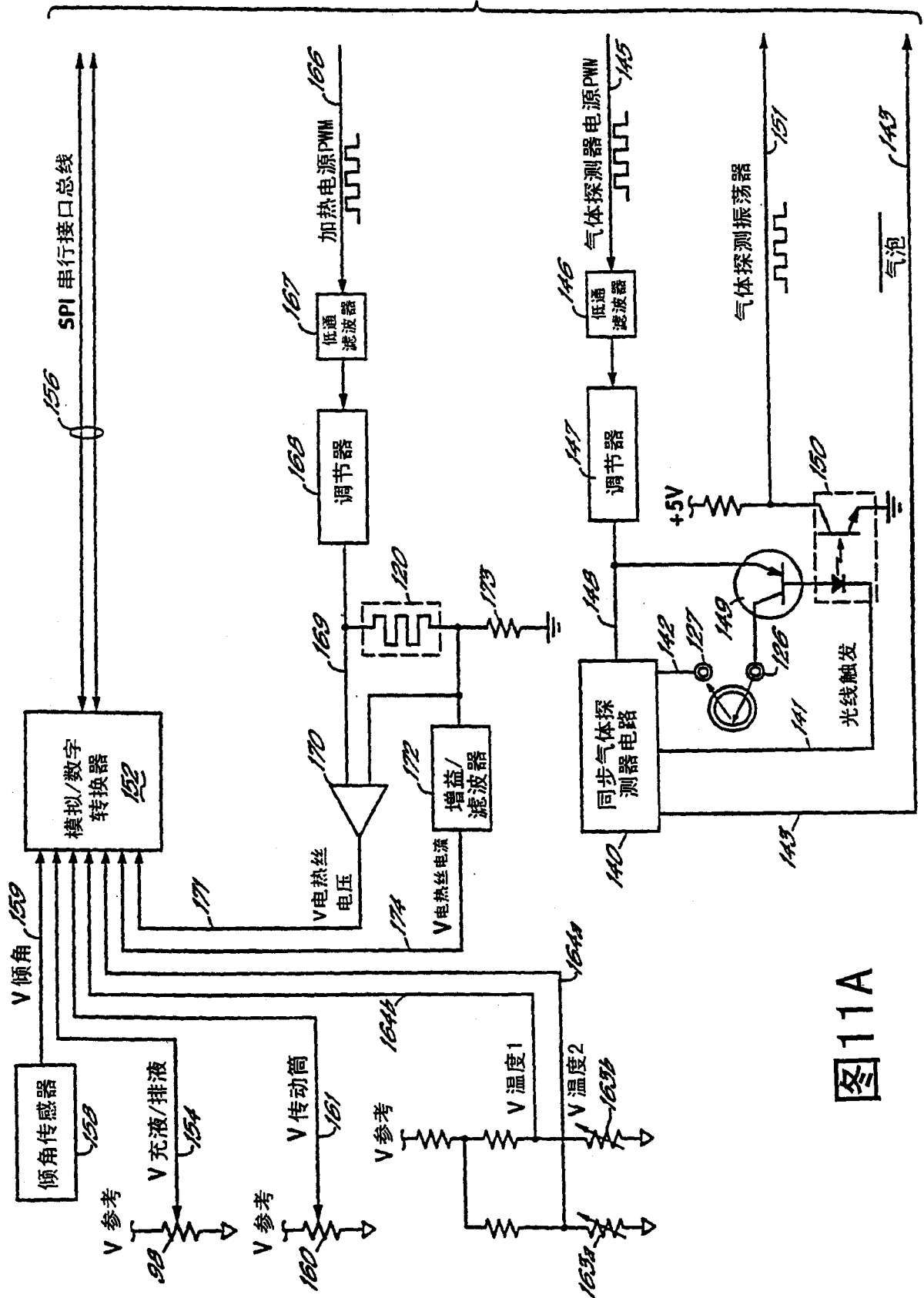


图11A

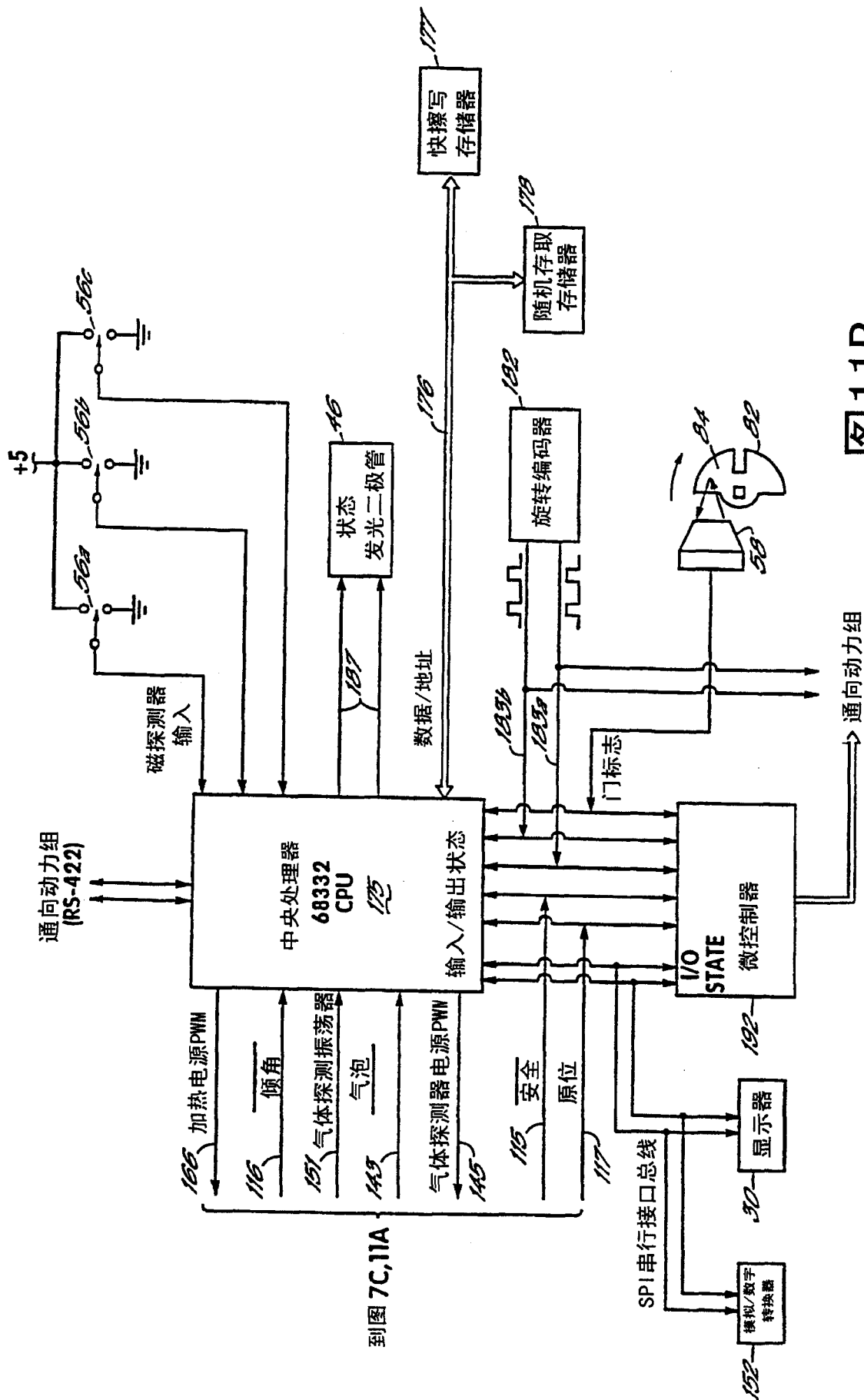


图11B

到图 7C, 11A

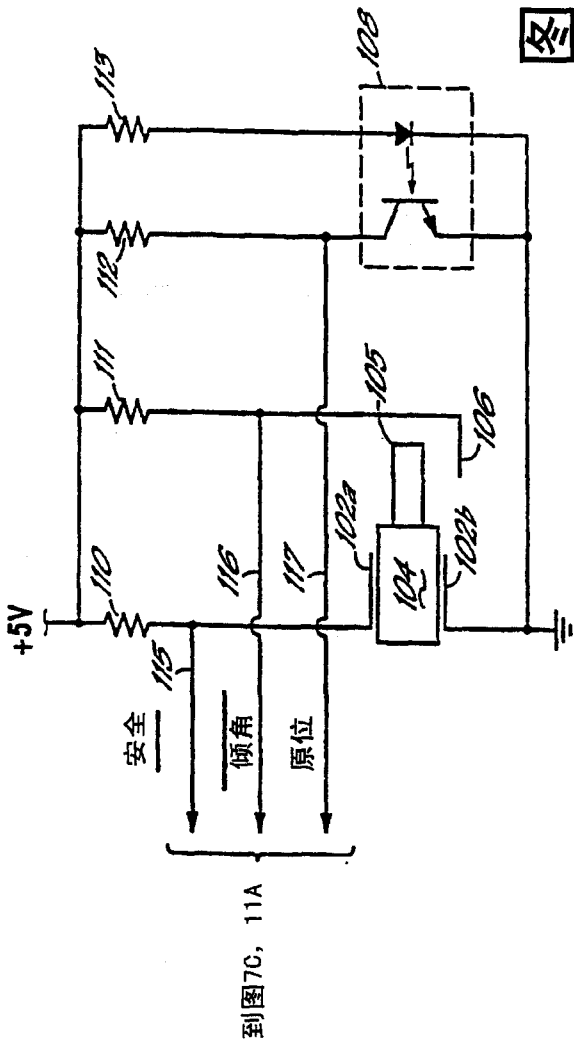


图7C

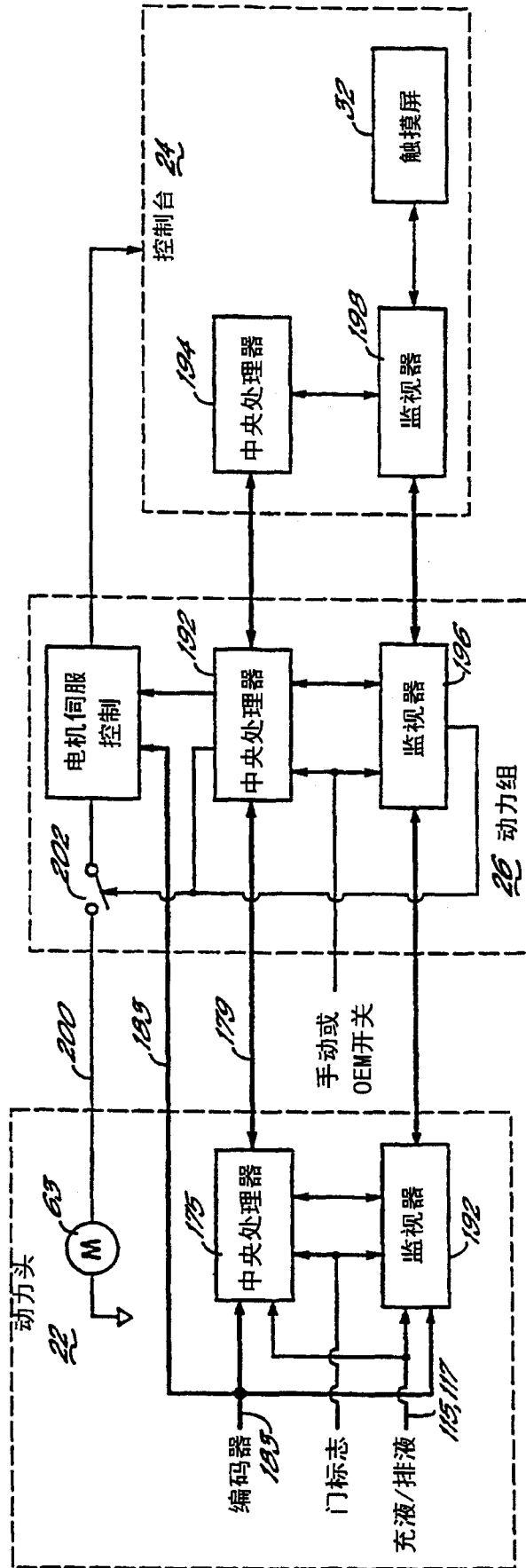


图11C

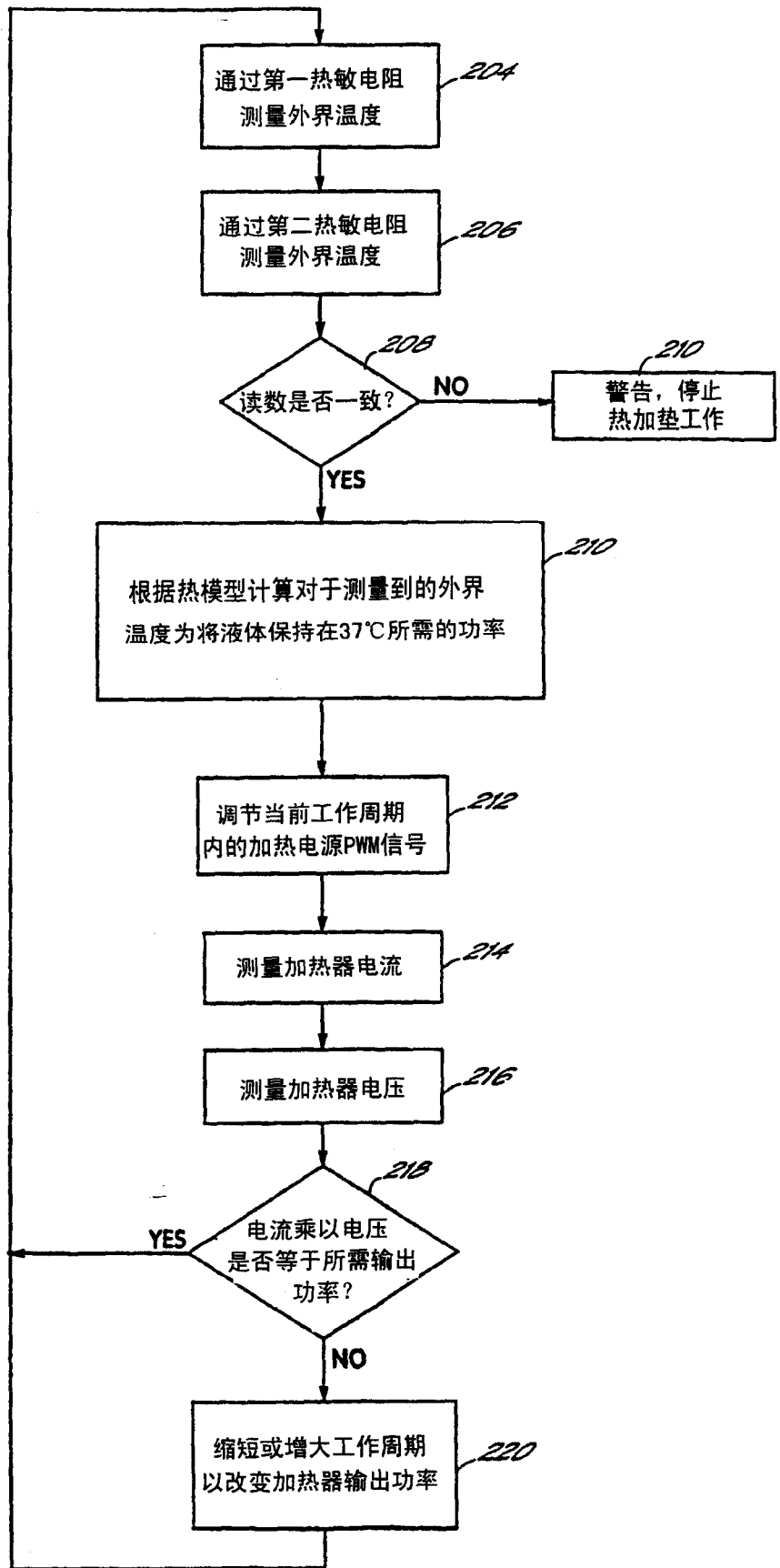


图12



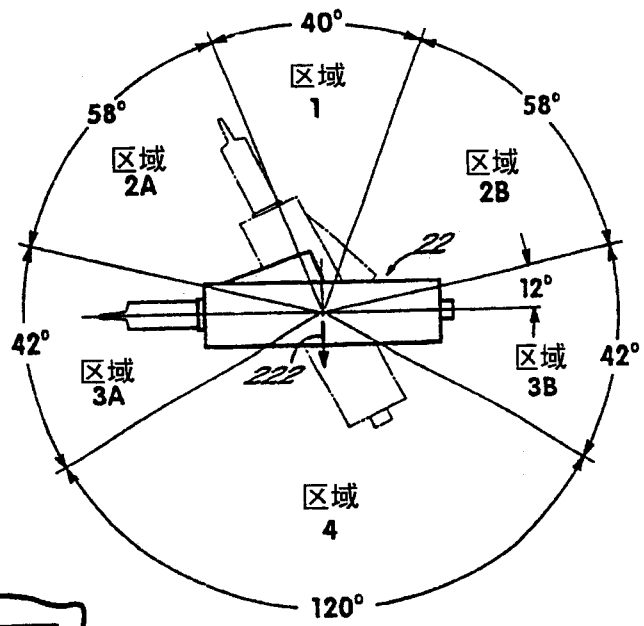


图13A

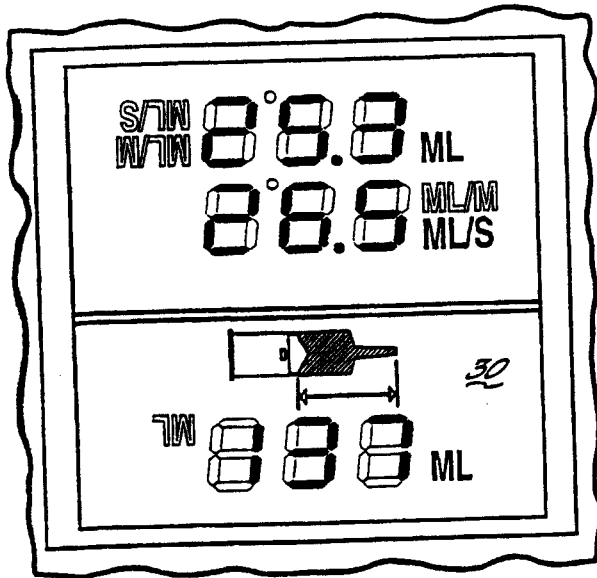


图13B

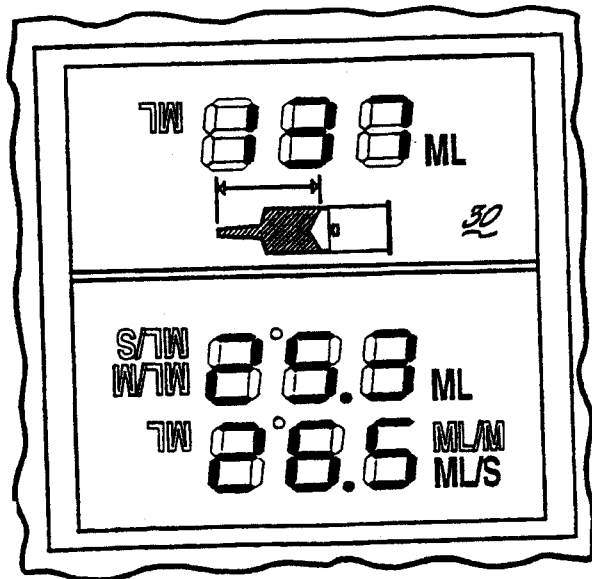


图13C