

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200810144873.4

[51] Int. Cl.

A61M 5/178 (2006.01)

A61M 5/20 (2006.01)

A61M 3/00 (2006.01)

A61M 5/145 (2006.01)

A61M 5/00 (2006.01)

[43] 公开日 2009年1月28日

[11] 公开号 CN 101352590A

[22] 申请日 2003.7.21

[21] 申请号 200810144873.4

分案原申请号 03823498.X

[30] 优先权

[32] 2002.8.2 [33] US [31] 10/211,726

[71] 申请人 利布尔-弗拉希姆公司

地址 美国密苏里州

[72] 发明人 弗兰克·M·费戈 查尔斯·尼尔

[74] 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

代理人 葛青

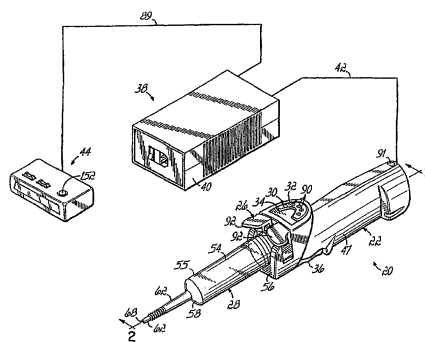
权利要求书2页 说明书44页 附图9页

[54] 发明名称

注射器

[57] 摘要

一种注射器，用于将流体从针筒注射到动物目标内，包括：驱动压头，该驱动压头可以沿着所述驱动压头的纵轴线在第一压头方向和第二压头方向上双向移动；马达，该马达驱动地耦合到所述驱动压头上，以便选择性地使所述驱动压头沿着所述纵轴线前进和缩回；以及触发器，该触发器可移动，以在第一和第二触发器方向上偏移，所述触发器为所述马达产生控制信号，使得在所述触发器在所述第一触发器方向上移动时，所述驱动压头沿着所述纵轴线在第一压头方向上移动，其中所述触发器控制信号从所述触发器无线传输到所述马达。



1. 一种注射器，用于将流体从针筒注射到动物目标内，包括：
驱动压头，该驱动压头可以沿着所述驱动压头的纵轴线在第一压头方向和第二压头方向上双向移动；
马达，该马达驱动地耦合到所述驱动压头上，以便选择性地使所述驱动压头沿着所述纵轴线前进和缩回；以及
触发器，该触发器可移动，以在第一和第二触发器方向上偏移，所述触发器为所述马达产生控制信号，使得在所述触发器在所述第一触发器方向上移动时，所述驱动压头沿着所述纵轴线在第一压头方向上移动，其中所述触发器控制信号从所述触发器无线传输到所述马达。
2. 如权利要求 1 所述的注射器，其中，当所述触发器在所述第二触发器方向上移动时，所述驱动压头在所述第二压头方向上移动。
3. 如权利要求 1 所述的注射器，其中，所述触发器控制信号从所述触发器经磁铁无线传输到所述马达。
4. 如权利要求 3 所述的注射器，还包括电路板，该电路板接收所述触发器控制信号并将马达控制信号传输到所述马达，以利于对所述驱动压头的操纵。
5. 如权利要求 4 所述的注射器，还包括触发器控制信号传感器，该传感器有效地连接到所述电路板上并与所述电路板通信，所述传感器适于检测从磁铁或磁场。
6. 如权利要求 1 所述的注射器，其中，所述马达和驱动压头还适于沿着所述纵轴线以可变的速率双向移动。
7. 如权利要求 6 所述的注射器，其中，所述可变速度的范围是从第一速度到大于所述第一速度的第二速度，所述可变速率依赖于所述触发器的偏移程度。
8. 如权利要求 1 所述的注射器，还包括可操作地连接到所述马达上的速度闭锁机构。
9. 如权利要求 8 所述的注射器，其中，所述速度闭锁机构适于处于第一和第二位置上。
10. 如权利要求 9 所述的注射器，其中，在所述速度闭锁机构处于所

述第一位置时，取决于所述触发器的偏移程度，所述马达和驱动压头适于以可变的流量从所述针筒排出流体。

11. 如权利要求 9 所述的注射器，其中，在所述速度闭锁机构处于所述第二位置时，所述马达和驱动压头适于以恒定流量从所述针筒排出流体。

注射器

本申请是2003年7月21日提交的申请号为03823498.X、发明名称为注射器的发明专利申请的分案申请。

技术领域

本发明涉及一种注射器，用来将流体注入到包括人在内的动物目标内。

背景技术

在很多医学过程中，出于诊断或处置的目的，各种流体被注入到病人内。一种这样流体的示例是用来改善血管造影术或CT成像的造影剂(contrast media)。这种流体还可以用在其他药征中，如静脉内肾盂造影(IVP)和心脏学中。用在这些过程中的注射器通常是自动装置，它们可以通过一根管从针筒中排出流体，并注入到目标内。

使用这些用途的注射器通常包括相对大容积的针筒，这个针筒能够产生相对大的流量和注射压力。出于这些原因，用于这种用途的注射器一般包括大的、质量大的注射马达和驱动链。它们一般容纳在注射头内，而注射头由底板、墙壁或天花板上安装的臂所支撑。特定的这种注射器包括CT9000 ADV和Optistar MR注射系统(K948088)。这种装置通常被设计成既满足市场的普通需求，又满足高级需求。

上面描述的目前用来注射造影剂和其他介质的大型注射器单元存在很多缺陷。例如，这些大功率注射器通常只能以很高成本制造。在很多情况下，由于很多这种注射器的价格超出一些小医院的承受范围并且超出拓展第三世界市场的承受范围，成本成为阻碍因素。这使得病人或是(1)在没有进行必须的测试和处置的情况下进行治疗；或是(2)忍受旅行的负担，以便到达那些具有所需注射能力的机构，而这种旅行往往是长距离的。而且，这会造成这样一种注射过程，其中，造影剂或其他流体由手动注射器送入，这在生物工程学上来说是不安全的，并可能导致用户累积性紧张失

调。此外，与利用动力注射器所产生的影像来比较，使用手动注射器提供较差的影像。另外，很多高成本的大型注射器单元可以包括多个特征，这些特征可能对于在一些较小医院和其他医疗机构使用来说并不是必须的。那些并不包括大型注射器的所有各类特征但是可能由此更廉价的注射器就可以满足这些机构使用。

除了上面讨论的成本问题之外，安全问题也会归因于使用这些大型并通常复杂的注射器而产生。首先，如上所述这些注射器通常在相对高的压力下工作。很多目前的动力注射器具有最高压力极限，以便为动力注射器的各个部件提供安全性。这防止注射器由于承受比其各部件额定承受的力更大的力而受损。这些注射器通常也允许操纵者减小所设定的最大压力极限，来为病人或其他有待注射的目标提供安全性。例如，进入口插入到需要静脉内药物治疗的病人中，但这些静脉不能承受多次针刺。植入病人内的进入口不能承受有这些大型注射器所能够产生的高压中的许多。高的流量和压力会导致进入口的植入导管部分破裂，并需要外科手术来取出。例如，100psi 通常是一个典型的进入口能够承受的压力的阈值。但是，典型的大型 CT 注射器在介质输送过程中在所有流量上可以获得 300psi 的压力。从而，除非手动减小这种注射器的压力，否则，病人内的进入口会变得过压，并有可能失效。限制将流体注入到对比研究所用的进入口内的压力需要技术人员对注射器重新定制，来减小压力极限。如果技术人员忘记将极限重新设定成已经进行的应用中曾经设定的较高值，那么在随后病人的注射过程中，不能实现所需的流量。这会导致无效注射，并且除了重复注射过程所带来的成本之外，还会浪费介质。

第二个安全问题涉及到注射器触发器的结构和功能。如上所述，注射器可以包括一个触发器杠杆，它可以由操纵者来操纵，以便从针筒中将介质或其他流体排出到目标内，或者从容器中抽取流体并将流体抽入针筒内。这些大功率注射器的触发器经常只在恒定设定速度下工作。一旦开始注射，它会以设定的压力和流量自动进行到完成。只要注射发生，在不实际上中止注射过程的情况下，操纵者通常不能改变注射速度或流量或压力。如果定制了错误的压力极限或流量，则这种对注射所进行的压力和流量的缺乏控制会对病人或其他正经历注射的目标产生安全问题。同样，中止注射过程会导致无效注射并除成本外还导致介质的浪费。

在将针筒安装到注射器上时会产生其他的问题。很多目前的注射器包括面板，该面板设置在注射器的前端，为了更换针筒，要移动前面板，该前面板利于针筒柱塞和柱塞驱动压头之间的耦合，拆下用过的针筒，并安装上新的针筒。针筒可以是预先填充的，或者可以是清空的，以便在安装到注射器上之后进行填充。注射器的柱塞驱动压头设置在注射器壳体之内，在面板的一侧上，而针筒安装到面板的相对一侧上，并从该处伸出。当针筒连接到面板上时，它基本上与柱塞驱动压头同轴对齐。用来在操作上将针筒连接到注射器上的面板很麻烦并且操作耗时。

另外，很多注射器会包括一个单独的控制台，用来控制注射器。控制台一般包括可定制电路，该电路用于注射器的自动程控。在注射器的工作可预测地进行并且其工作与其他医疗设备的工作相协调的情况下，这是有益的。从而，至少一部分注射过程可以自动控制。但是，任何填充过程以及通常注射过程的一些部分要由操纵者利用对注射器头的手操纵运动控制来得以执行。通常手操纵运动控制包括用于注射器驱动压头反向和向前运动的按钮，以便分别填充和清空针筒。在一些情况下，一些按钮的组合用来使压头开始运动或者控制压头的运动速度。注射器头一般也包括量规或显示器，用来为操纵者指示注射参数。不幸的是，操纵者已经发现利用手操纵运动按钮并读取注射器头量规和显示器很麻烦。

出现的另一问题涉及到介质或其他流体在注射时的温度。在注射过程中，要被注射的流体具有接近被注射的目标的体温的温度是非常重要的。为了实现这个目的，在如上所述的大型注射器中，可以在注射器中包括一个加温单元，以将流体的温度升高并保持在预定水平。通常，介质在单独的加温单元内保持于特定的温度下，并随后到达注射单元上。但是，在介质从它的加温承座离开并到达针筒以及注射介质中所包含的延迟时间都会导致介质温度的下降。

目前使用的注射器的另一缺陷在于它们不能够与其他注射器通信。结果，这只允许一次对一个注射器定制和/或使用。从而，通常不能够使不同的注射器以顺次的方式自动工作。由于需要技术人员或其他医务人员同时或以时间交叠的方式操纵和监控可能存在的多个不同注射器，因此这种情形降低了注射过程中的总体安全性。这会增大在注射过程中可能发生的错误。

目前的注射器的其他问题是由于在注射过程中使用多个必须彼此连通的部件而带来的。通常，多个部件，如注射器、控制台和电源必须彼此连通，以正确进行注射。

由目前注射器的结构带来的另一问题在于试图保持驱动压头的正确位移，以利于针筒对注射器的加载和卸载。很多现有技术的注射器使用马达上的电位计和/或编码器，该电位计和/或编码器或者单独使用，或者作为冗余系统，以便跟踪驱动压头相对于注射器壳体的位置。重要的是能够跟踪驱动压头的位置，使得操纵者可以在一系列注射过程中取下和更换针筒，同时能够靠在处于正确位置的驱动压头上。一些先前的注射器已经使用线性电位计；其他已经使用旋转电位计。但是，这些电位计和冗余系统的使用会增大注射器所需的尺寸和成本。

在目前注射器中发现的另一个问题是用来确保驱动压头在注射过程中不围绕它的对称轴线旋转的结构。如果驱动压头远离它的初始位置转动，那么操纵者就有可能不能取下并抛弃旧的针筒，并/或将新的针筒安装到注射器上。为了减少这个问题，先前的注射器通常使用凸轮随动件，该凸轮随动件操纵上连接于压头上，并与压头一起前后移动，并沿着位于喷射器壳体内壁中的一个沟槽，以便防止驱动压头旋转。但是这种结构增大了摩擦，并会导致注射器驱动压头的运动不平顺。另外，在壳体中的任何沟槽都有可能被堵塞，这也会中断注射过程。

发明内容

因而，为了改善动力注射器，需要这样一种注射器系统，它包括注射器，该注射器中，压力极限可以在安全阈值内轻易设定。更需要的是提供这样一种注射器，该注射器允许在注射过程中操纵注射速度、流量和/压力。此外，将需要提供这样一种注射器，它可以减少或消除与注射器本身的功率连接。也需要提供这样一种注射器，该注射器便于针筒的安装。此外，需要提供这样一种注射器，该注射器具有加温和/或保持介质或其他有待注射的流体的温度的能力。另外，需要提供这样一种注射器，该注射器能够与其他注射器通信。此外，需要提供这样一种注射器，该注射器能够跟踪驱动压头的位置，同时减小注射器的总体尺寸，并进而减小注射器的成本。另外，需要提供这样一种注射器，它包括与周边部件相关联的一个

统一的(uniform)或“软”的功率开关,如远程控制台。此外,需要提供这样一种注射器,它可以防止驱动压头转动。而且,需要提供这样一种注射器,它能够改善其操纵的容易性。最后,需要提供一种低成本的注射器,以便将这种注射器供应给目前未开发的市场。

与现有技术的那些注射器相比,本发明还提供了更少的繁琐特征,并由此可以以低成本提供注射器和注射器系统。于是,本发明的设备包括注射器系统,该注射器系统具有克服和消除如在上面本发明背景技术中所描述的现有技术的注射器和注射器系统的缺陷的注射器。在此使用的术语“注射器系统”通常应用于任何数量的注射器、控制台、电源、互连系统和其他用来实现注射过程的周边设备,而术语“注射器”通常指从针筒中直接排出流体,如介质的特定设备。但是,术语“注射器”和“注射器系统”在此可互换使用。

本发明的注射器可以用来将X射线造影剂和/或冲洗溶液输送到病人的脉管系统中,用于获得改善的诊断X射线影像的目的。但是,注射器并非限于这个目的,并可以用来为其他用途输送其他介质。在一个方面,本发明提供了可以手持的符合人机工程学的重量轻的动力头注射器。这使得注射器比目前的大型安装的注射器更容易携带,并且更廉价。这种手持注射器适用于依赖手动注射的机构,或者与安装的单独动力头结合使用,以在CT用途中提供双重注射能力。本发明的注射器可以将X射线造影剂以恒定流量和容积输送到病人的动脉系统中,用于获得改善的诊断影像的目的。本发明的注射器大致由至少以下部件构成:

(1) 动力头 - 该动力头包括驱动系统、用来安装和固定针筒的针筒安装件、主微处理器、控制电路、用于定制和启动注射协议的控制键盘、状态显示器、和推出/缩回触发器。

(2) 动力单元 - 该动力单元包括电源和接口。接口由多个继电器和光耦构成,它们提供各种装置之间的通信。接口的一项用途是协调一个注射系统中的两个注射器,以便提供更大的容量或提供冲洗溶液。

本发明还包括一个可选的远程控制台,该远程控制台与动力头通信,以便定制和启动注射协议、显示注射状态和显示计时器。

由此,本发明包括但不限于如下特征:(1)将针筒安装到注射器上的针筒安装机构;(2)对容积和流量加以显示和控制;(3)按照选择流量所

驱动的，来限制注射器的工作压力；(4) 具有加温能力的针筒托架 (cradle)；(5) 包括触发杠杆的推出/缩回触发器，用来控制注射程序，该触发器具有直观的方向（即，向前为注射，反向为填充），与可变速度的驱动压头相耦合，非接触控制通过注射器壳体传输，用来改善密封的完整性，并具有速度闭锁机构，和/或具有在注射过程中改变介质和其他流体的浓度和/或流量的能力；(6) 确定驱动压头是否处于原位置的开关；(7) 与注射器分离的“软”的通/断电源开关；以及(8) 防止驱动压头围绕其对称轴线转动的结构。另外，注射器系统可以包括控制各种部件的软件。本领域技术人员可以理解到本发明的很多注射器的特征也可以用到在上面本发明背景技术中所描述的大型天花板、底板或墙壁安装的注射器上。

本发明的注射器利用在压力下将介质，如造影剂，输送到病人内，用于获得对比度提高的诊断影像的目的。如上面在本发明的背景技术中所描述的，很多目前的市场是由大型的、更永久的注射器系统来供应的，该注射器系统安装到从天花板悬挂下来的试验台上、或者配装到底座型活动支架上，如上面本发明背景技术中所描述的。这些先前的注射器只能够在很多市场上非常昂贵的成本购得。在一个方面，本发明的注射器可以小巧并且重量轻，从而允许用户在注射期间选择用手握持注射器，从而可以实现更大程度的控制。这种小型手持注射器需要更少的材料，并因此可以以低成本制造。对这种注射器在总体价格上的减少增加了小型医院和第三世界市场购买这种注射器的能力，并因此允许在这些地方的病人获得更大范围的医疗处置。本发明的注射器被设计成满足医疗市场的普通需求，并因此不太贵、较小并且操纵不太复杂。从本发明的注射器上可以省略掉诸如存储协议、多相注射、高流量、以及可选打印等特征，以便降低成本并简化用户接口。通过一个可选的注射器对注射器接口，本发明的注射器可以与其他兼容的注射器结合，以便与诸如 Optistar MR 注射系统的其他注射系统类似的方式提供多相注射剂、更大的容积、或者冲洗溶液（通常是盐水）。

由本发明的推出/缩回触发器还提供了更大的控制程度，这包括直观触发杠杆。这个触发杠杆为可变速度摇臂开关的形式。推动本发明的注射器的触发器的前部将会使驱动压头延伸到针筒中，由此排出针筒中所含的流体。将触发器退回将允许操纵者改变流体被注射的速度。这是通过对驱动

压头的伸出和缩回运动提供比例速度控制来实现的。相比于程序速度，驱动压头的速度与触发器的致动量相关。从而，在操纵者推动杠杆的前部时，操纵者将触发器从它的原始、或原位置移动越远，驱动压头的运动越快，从而注射流量越大。在缩回驱动压头时，可以提供相同的速度控制。

本发明的另一方面是利用与触发器相关联的非接触控制，以便减少通过壳体的电源连接，以便密封壳体。在一个实施例中，这种非接触控制可以通过一系列与触发器相关的磁铁来实现，磁铁由磁性传感器检测，而磁性传感器可操纵地连接到注射器壳体上的电路板上。另外，本发明的注射器可以包括与触发器相关联的速度闭锁机构。这使得操纵者可以通过接合速度闭锁机构来以恒定速度执行注射器的注射和填充功能，或另外可以通过脱离速度闭锁机构来以可变的速率执行上述功能。

本发明的注射器的另一方面是注射器和要装到注射器上的针筒之间连接的完整性。为此目的，本发明提供了一种针筒安装件，该针筒安装件包括第一和第二夹紧元件，这两个元件设计成在将针筒装载到注射器上时，它们基本上在圆周方向围绕针筒的圆筒形主体。这些夹紧元件被偏压向针筒的纵轴，以便随着针筒被放置到注射器中，夹紧元件朝向针筒的圆筒形主体偏压并围绕该圆筒形主体夹紧。

在另一方面中，本发明的手持注射器可以包括加温承座(warming cradle)，该加温承座可操纵地连接到注射器上。这个加温承座允许在针筒安装到注射器的同时，针筒的内容物保持在特定的理想温度下。在一个实施例中，加温单元可以是吊架上的承座(cradle)，而吊架可以与本发明的注射器相关联。在使用中，注射器（包括针筒）可操纵地将吊架与向下方式取向的针筒相关联。这使得针筒的圆筒形主体靠近承座，使得针筒内的介质被加热。这种结构减小或消除来在使用先前的单独加热单元和注射器中所存在的冷却问题。

如上所述，本发明还允许对注射器所施加的压力加以限制。由于低流量需要更小的压力，本发明的注射器基于流量而自动分配压力极限。从而，这种压力极限值对于在普通条件下实现定制流量来说足够高，但是不会在针筒或管或入口内出现不可预见的约束或堵塞情况下建立高压。通过基于流量自动分配压力极限，使得操纵者不必记住在每次使用注射器时改变压力极限。从而，注射器能够以所需的流量传送介质，但并不会在出

现阻塞的情况下建立很大的备压(reserved pressure)。这就使本发明的注射器在现有技术注射器上增加了安全性。

本发明的注射器也适于与其他注射器一同使用。这些其他注射器可以包括但不限于手持注射器、符合人体工程学的轻型动力头注射器，或其他CT注射器，并且可以利用多器件通信链接(multiple device communication link)。在本发明的一个特定实施例中，所使用的通信格式是管理员区域网(controller area network)(CAN)。但是，注射器可以潜在地使用任何通信格式。这种通信可以通过导线、光纤电缆来实现，或者可以通过无线通信来实现。

本发明的注射器还包括压头原位置检测器。压头原位置检测器精确地检测何时压头距原位置一个特定距离以及何时压头处于原位置上。这种检测可以通过利用磁铁来实现。这就可以消除二次模拟定位装置，如电位计。如上面在本发明背景技术中所描述的，很多现有的注射器利用电位计和/或电机上的编码器来作为冗余系统，跟踪注射器的驱动压头的位置。本发明的注射器并不包括这种系统。而是，本发明的注射器包括设置在压头上的磁铁，磁铁沿着注射器的内部与传感器相互作用，以检测压头的位置。当压头向它的原位置返回时，例如，允许压头在返回模式中运行更快，直到压头处于距远位置特定距离处。在它工作过程中，本发明的注射器标定一个值，这个值被指派给压头处于它的原位置时的压头，在压头处于原位置时，压头大致与注射器前表面的外边缘对齐。以这种方式，压头可以运行并返回，使得它总是停靠在同一原位置处。这在能够将各种针筒在压头处于正确位置时从压头上拆下并更换是必须的。从而，在返回模式中，注射器可以以相对快的速率返回压头，直到它检测到压头靠近其原位置为止。然后，压头返回的速率减慢，直到注射器检测到压头已经到达预先标定的位置为止。然后压头的运动停止，使得针筒可以从注射器上取下和/或插入到注射器中。

另外，本发明的注射器还包括通/断电源开关，称为“软”电源开关，这个开关位于远程控制台上，这个开关是除了位于电源上的开关和/或注射器本身上的开关之外而存在的。用于注射程序的控制台通常具有在电源的AC功率保持有电时对于DC电源的关闭开关。本发明的注射器的通/断开关与控制台通信，以便在控制台处于它的关闭位置的情况下，注射器和控

制台在电源读出控制台已经开启时自动开启。尤其是，这个开关包括常闭/常开触头，该触头与注射器的控制台内部的处理器通信。当触头打开时，处理器与注射器内的通信部件相通信，使得电源关闭。在本发明的注射器中可以包括软件，来确保开关不会使注射程序的实际运行开始。

本发明的注射器还包括防止驱动压头转动的结构。尤其是，它防止压头在注射程序过程中围绕它的对称轴线转动。在一个实施例中，垂直于驱动压头的纵轴线截取的驱动压头的横截面为背对背的 D 形，具有跨过压头顶部的平坦表面、跨过压头底部的平坦表面以及在压头两侧上的弯曲表面。这种驱动压头通过类似形状的孔口 134 插入到本发明注射器壳体中最靠近针筒的端部内的板件中。由于驱动压头顶部和底部上的平坦表面，使得压头在其向前移动时不能转动。这在保持驱动压头端部处设置的耦合元件沿向上面对方向对齐，使得针筒可以从注射器上拆下以及更换针筒来说是至关重要的。

本发明的前述和其他原理和优点可以结合上面给出的本发明的总体描述和下面给出的实施例的详细描述从附图中得以解释且/或从附图中理解到，该附图合并于此构成说明书的一部分。

附图说明

图 1 是本发明的注射器的透视图，示出根据本发明原理的直观触发器和针筒安装机构，并也包括电源和远程控制台；

图 1A 是本发明的实施例的透视图，包括两个注射器、两个远程控制台和两个电源；

图 2 是沿着图 1 的线 2-2 截取的本发明的注射器的横截面图，并且示出了本发明的直观触发器；

图 3 是示出处于向前位置的触发器的本发明的直观触发器的横截面图；

图 4 是示出在返回位置的本发明的直观触发器的横截面图；

图 5 是沿着图 2 的线 5-5 截取的针筒安装机构的横截面图，示出没有针筒安装在注射器上；

图 6 是示出安装在本发明的注射器上的针筒的针筒安装机构的横截面图；

图 7 是根据本发明原理的注射器的吊架的透视图；

图 7A 是本发明的注射器的透视图，其包括吊架，且针筒安装到注射器上并与吊架相关联；

图 8 是根据本发明的注射器的吊架和加温承座的透视图；

图 8A 是本发明的注射器的透视图，其中包括吊架和加温承座，且针筒安装到注射器上并与吊架和加温承座相关联；

图 9 是说明在本发明的注射器中压力极限相对于流量的曲线；

图 10 是根据本发明原理的远程控制台的控制板的示意图；

图 11 是根据本发明原理的远程控制台的控制板的示意图；以及

图 12 是根据本发明原理的电源互连板的示意图。

具体实施方式

如上面发明内容部分的描述中，本发明提供了一种克服并消除如上所述的注射器的缺陷的注射器。参照附图，本发明所示实施例的注射器 20 可以设置成棒状，以便手持。本发明的注射器 20 设置成满足医疗市场的普通需求，并因此更廉价、更小并且操纵不太复杂。为了降低成本并简化用户-注射器接口 30，可以省略诸如存储协议、多项注射、高流量和可选打印机等特征。对于可选的注射器-注射器接口 31（图 1A），本发明的注射器 20 可以与其他兼容的注射器接合，以便以类似于一些其他注射系统，如 Optistar MR 注射系统的方式传送更大容积的注射剂和冲洗溶液（通常为盐水）。但是，本领域技术人员可以认识到，本发明的很多特征同样可以适用于在大型注射器上，如墙壁、天花板或地板上安装的 CT 注射器。本发明的注射器 20 可以以受控的流量和容积将射线照相造影剂输送到病人的动脉系统中，用于获得增强的诊断影像的目的。如上所述，本发明的注射器 20 大致由至少以下部件构成：

(1) 动力头 22，动力头 22 包括：可以是电动机械的驱动系统；用于安装并固定针筒 28 的针筒安装机构 26；主微处理器；控制电路；用户-注射器接口 30，该用户-注射器接口 30 包括：用于定制和启动注射协议的控制键盘 32、状态显示器 34；以及推出/缩回触发器 36。

(2) 电源组 38 - 该电源组 38 包括电源 40 和电源-注射器接口 42。总的来说，电源组 38 可以从 AC 电力网供给 DC 电源到动力头 22。电源 -

注射器接口 42 由多个继电器和光耦构成，它们提供诸如动力头的装置与电源组 38 之间的通信。诸如注射器 - 注射器接口 31 的这些接口的一种用途是协调注射系统中的两个注射器，以便提供更大的容积或提供冲洗溶液。

本发明还可以包括可选的远程控制台 44，该控制台 44 与动力头 22 连通，以允许用户定制并例如通过开始和停止注射来启动注射协议和控制注射。远程控制台 44 还可以包括用户控制台接口 45，该接口可以在注射的同时显示注射参数，如容积和流量，可以显示注射状态，并可以显示计时器。

本发明的注射器 20 的特定特征可以包括但不限于下面所描述的。本发明的注射器 20 可以包括在注射器 20 上的针筒安装机构 26，以利于将针筒 28 在与驱动压头 46 相对齐的状态下安装到注射器 20 上。注射器 20 可以包括具有加温能力的承座 48。此外，本发明的注射器 20 可以包括推出/缩回触发器 36，这个触发器具有直观的方向能力。这些包括：在向前方向上推动触发器 36 来用于注射，而在相反方向上推动触发器 36 来用于填充。另外，取决于触发器 36 远离原位置的偏转程度，驱动压头 46 的速度可以变化。触发器 36 还可以包括通过注射器的壳体 47 的非接触控制传输。触发器 36 还可以包括速度闭锁机构，以允许用户在实际注射程序操作过程中，具有改变被注射的流体的浓度和流量的能力。小型、轻量注射器 20 的效果与在执行注射的同时动态调节流量的能力一起使得用户对注射可以更大程度地加以控制。此外，由本发明的注射器 20 产生的压力可以通过对特定流量的选择而被自动限制。本发明的注射器 20 还可以包括压头原位置检测器 50，该检测器用于确定注射器 20 的驱动压头 46 何时位于原位置。本发明的注射器 20 还可以包括在远程控制台 44 上的通/断电源开关 52，这个开关与其他电源开关独立。最后，本发明的注射器 20 还可以包括具有特定结构的驱动压头，该结构的作用为防止驱动压头围绕它的对称轴线 76 转动。

如前面提及的，本发明的注射器 20 与针筒 28 相结合工作。靠近注射器壳体 47 的前端 56、位于注射器 20 和针筒 28 之间的是针筒安装机构 26，以利于将针筒 28 安装到注射器 20 上。在特定实施例（未示出）中，优选为透明的压力夹套可以从壳体 47 的前端 56 向外伸出，以便容纳可更

换的针筒 28。针筒 28 和压力夹套被构造成使得它们可以承受在注射操作过程中由注射器 20 所产生的压力。注射器 20 包括围绕针筒 28 的压力夹套并非是必须的。在替代性实施例（未示出）中，一个承座可以从壳体 47 的前端 56 向外伸出，以便支撑针筒 28。如下面将讨论的，这种承座可以具有加热能力，以便为针筒 28 的内容物加温。但是，注射器 20 包括支撑针筒 28 的承座并非是必须的。在另一实施例中，针筒 28 可以简单地从注射器自由伸出，除了它本身连接到注射器 20 上之外，没有其他支撑结构。针筒 28 可以包括一个针筒柱塞。

参照图 1-4，与本发明的注射器 20 一同使用的针筒 28 通常包括主体 54，该主体可以为外圆柱形桶的形式，其前端 55 与圆锥形前壁部分 58 成一体。终止于排出尖端 62 的颈部 60 大体上从圆锥形前壁部分 58 向前伸出并与圆锥形前壁部分成一体。如上所述，当在注射器 20 上存在这种压力夹套或承座时，针筒 28 的主体 54 可以与压力夹套或承座的内壁接合。但是，所示出的实施例描绘了一个从注射器 20 的前端自由伸出的针筒 28。与本发明的注射器 20 相结合使用的针筒 28 包括针筒配合部分 64，该部分为径向向外延伸的凸缘的形式。这个针筒配合部分 64 位于垂直于针筒 28 的对称轴线 66 的平面内，并与针筒 28 主体 54 的圆柱形桶的后端 67 成一体。这个凸缘可以是圆形的。在针筒 28 与注射器 20 相结合定位时，针筒配合部分 64 布置成靠近针筒安装机构 26 的协作元件对齐，而该针筒安装机构 26 位于注射器壳体 47 的前端 56 上。以这种方式，针筒配合部分 64 和针筒安装机构 26 利于将针筒 28 连接到注射器 20 上，如下面更加详细描述的那样。

针筒 28 的排出尖端 26 通常在其远端包含一个孔口 68，该孔口可以与形成在针筒的颈部 60、圆锥形前壁 58 和主体 54 之内的内部针筒空腔 70 相连通。空腔 70 的后端可以进一步由针筒柱塞 74 的前向表面 72(forward facing surface)所限定。在一个特定实施例中，这个表面是圆锥形的。这个圆锥形表面 72 处于与圆锥形前壁 58 的内部的倾斜度相一致的倾斜度。针筒柱塞 74 可以在针筒 28 的主体 54 内紧密地滑动，以使得空腔 70 为可变的容积。

现在参照图 2-4，可以更清楚地看出针筒柱塞 74 处于针筒 28 主体 54 的圆柱形桶内。当针筒 28 安装到注射器 20 上时，针筒柱塞靠近注射器 20

的柱塞驱动压头 46，并基本上与柱塞驱动压头 46 对齐。柱塞驱动压头 46 由马达驱动，以便沿着针筒 76 的纵轴线向前或向后移动，从而部署柱塞驱动压头 46，并从而使得针筒柱塞 74 沿着针筒 28 的对称轴线 66 向前或向后运动，从而分别将流体注射到人或动物目标内或者用流体填充针筒 28。例如，可以将预先填充的针筒装载到本发明的注射器 20 上，并可以通过在向前方向上部署柱塞 74，由此将流体从针筒 28 中排出。在这样做时，流体可以注射到人或动物目标内。另外，可以将空的针筒 28 装载到注射器 20 上，并将针筒柱塞 74 部署到其最前面的位置。此后，通过有效地将针筒 28 连接到流体源上，并在向后方向上缩回针筒柱塞 74，以便将流体抽入到针筒 28 内，来将流体装载到针筒 28 中。

通常，在本发明的注射器系统中，注射器 20 涉及单相注射，以便将诸如 X 线造影剂、冲洗流体、和用于如增强诊断影像等目的的其他介质输送到人体内。注射器 20 可以包括一个可以为单相注射而定制的协议。本发明的注射器 20 还可以包括手动 X 射线扫描延迟计时器，该计时器工作 20 分钟的最长周期。针筒驱动系统 24 可以是电动机械的，并且注射器 20 可以与预先填充的针筒一同使用，或者与然后填充的空针筒一起使用。在一个实施例中，在用本发明的注射器填充未予填充的针筒时，针筒填充速率通常在大约 1ml/sec 到大约 8ml/sec 的范围内。在注射过程中的流量大致在约 0.1ml/sec 到约 6ml/sec 的范围内。这个同一流量可以应用于冲洗流体。在本发明的一个实施例中，最大压力极限大约为 250psi。本发明的注射器 20 可以被设计成在大约 15°C 到大约 45°C 范围的环境温度内工作。此外，注射器 20 可以设计成经受大约 -20°C 到大约 60°C 范围内的环境储存温度。注射器 20 可以设计成在经历存储温度之后，处于环境工作温度下大约 1 小时之内即可正确工作。另外，注射器 20 可以被设计成在高达约 90% 相对湿度下工作。本发明的注射器 20 还可以包括 LED 显示器 34 上的注射后读数，以及一个安全停止机构，该安全停止机构在注射参数处于注射协议的规格之外时使得电停止。

本发明的注射器 20 的用户 - 注射器接口 30 包括推出/缩回触发器 36，以便控制填充流体和从针筒 28 排出流体，并可以包括远程控制台 44。对注射器定制可以由控制台 44 和/或注射器 20 的动力头 22 上的控制器 90，如按钮，控制。在一个实施例中，动力头 22 上的显示屏 34 可以提

供与针筒 28 内剩余的流体体积相关的信息。显示屏 34 还可以提供注射所进行的流量有关的信息。用户 - 注射器接口 30 可以以塑料和/或金属、或者塑料和金属相结合形式提供。

在本发明的一个实施例中，柱塞驱动压头 46 可包括第一耦合元件 80，以便结合针筒柱塞 74 上设置的第二耦合元件 82。这使得针筒柱塞 74 可以与驱动压头 46 相耦合。从而，一旦已经部署了针筒柱塞 74，在将针筒柱塞 74 缩回到针筒 28 的圆筒形主体 54 之内的同时，针筒驱动压头 46 可以缩回。在一个实施例中，参照图 2-4，驱动压头 46 和针筒柱塞 74 之间的耦合是被动的。在所示的实施例中，驱动压头 46 的第一耦合元件 80 在驱动压头 46 中最靠近注射器壳体 47 的前端 56 的端部上包括狭槽 84。这个狭槽 84 尺寸和形状确定成与第二耦合元件相匹配，并容纳第二耦合元件，而第二耦合元件可以为在针筒柱塞 74 上设置的后向伸出部分 88 的形式。虽然所示的实施例的狭槽 84 和延伸部分 88 是蘑菇形的，但是，本领域技术人员可以理解到可以使用任何利于耦合的形状。另外，虽然所示的实施例描绘了导致被动连接的第一和第二耦合元件 80、82，本领域技术人员可以认识到可以使用导致主动耦合（涉及到一定程度的被动夹紧的那种主动耦合）的第一和第二耦合元件。

如前面所描述的，本发明的注射器 20 可以接纳预先填充的针筒。另外，本发明的注射器 20 可以接纳空的针筒，而这种空的针筒然后必须在将流体注射到人或其他动物目标内之前予以填充。在一个实施例中，本发明的注射器 20 适于接纳 125ml 预先填充的针筒，如可以从 Missouri、St. Louis 的 Mallinckrodt 公司购得得 Ultraject 针筒。这种针筒用于将造影剂诸如到病人内。这些 125ml 针筒可以被预先填充以不同量的流体，例如，如 50ml、75ml、100ml 或 125ml。但是，作为替代，注射器 20 可以接纳空的 125/130ml 针筒，用于诸如冠状血管造影术的指示。在另一实施例中，本发明的注射器 20 适于接纳从 liebel Flarsheim 购得的 130ml 针筒（零件号：600172）。在又一实施例中，本发明的注射器 20 可以接纳 50ml、75ml 或 100ml 的针筒。在另一替代性实施例中，本发明的注射器 20 可以适于接纳其他尺寸的针筒。

参照图 1-4，本发明的注射器 20 包括：动力头 22，该动力头 22 有效地连接到包含电源 40 的电源组 38 上。在另一实施例中，注射器系统可

以扩展到包括至少一个远程控制台 44，该远程控制台 44 具有一个与注射器 20 的控制台接口 89，以便允许对注射加以远程控制。这将在下面更加详细地描述。

现在参照图 1，所示实施例的注射器 20 包括一个用户 - 注射器接口 30，该接口 30 具有多个控制器 90，这些控制器用来控制注射器动力头 22 的工作。这些控制器可以包括但不限于包括“开始”、“停止”、“暂停”、“流量增加”、“流量减小”、“容积增大”和“容积减小”等的控制器。注射器 20 的动力头 22 还可以包括显示屏 34，将关于注射程序的信息传达给操纵者。这个信息在注射启动并在注射处于进行中时指示给操纵者。在一个实施例中，显示屏 34 可以包括两个数字显示器，一个用于显示容积信息，而另一个用于显示流量信息。在这个实施例中，容积显示器显示在注射器 20 处于定制模式下时被定制的容积，并显示在注射时的注射容积。类似的，在这个实施例中，流量显示器显示注射器 20 处于定制模式下时的被定制流量，并显示在注射模式下的注射流量。本发明的注射器 20 还可以包括可视指示器 91，以便指示：(1) 何时注射器 20 启动并准备注射；(2) 何时注射处于进行中；以及(3) 何时注射完成。另外，如果在注射过程中流量减小，可视指示器 91 同样可以为此发出信号。此外，如果注射器 20 检测到注射器 20 处于故障状态下，可视指示器 91 可以发信号通知这个信息。这个可视指示器 91 可以出现在用户接口 30 的显示屏 34 上，或者可以与显示屏 34 分开。在所示的实施例中，可视指示器 91 可以包括 LCD 显示器。

现在参照图 2-6，这些图中清楚地示出了借助于针筒安装机构 26 有效地连接到本发明的注射器 20 上的针筒 28 的组合。通过所示的结构，这同 28 插入到注射器 20 中，使得针筒配合系统 64 与设置在注射器动力头壳体 47 的前端 56 内的接合狭槽 84 相连通，其中针筒配合系统 64 为圆周上围绕针筒 28 的圆柱形桶的远端的凸缘的形状。随着针筒 28 靠近狭槽 84 定位并向下朝注射器 20 的底部移动以便插入到狭槽 84 中，它可以接合第一元件 92 和第二元件 94，第一元件和第二元件可以各自是夹紧元件，并可以各自围绕枢转点 96 移动，并被朝向柱塞驱动压头 46 的对称纵轴线 76 偏压。在所示的实施例中，夹紧第一和第二元件 92、94 还可以包括设置在第一和第二夹紧元件 92、94 内的内部沟槽 98。这个沟槽 98 与狭槽 84

连通，由此形成一个保留区域，以利于将针筒 28 连接到注射器 20 上。随着针筒 28 移动而插入狭槽 84 和沟槽 98，针筒 28 与针筒安装机构 26 的第一和第二夹紧元件 92、94 的接合导致第一和第二夹紧元件 92、94 随着针筒 28 滑过夹紧元件 92、94 而被针筒 28 的主体向外展开。随着针筒 28 继续滑动而与注射器 20 成接合关系，第一和第二夹紧元件 92、94 的偏压特性使得它们朝向柱塞驱动压头 46 的纵轴线 76 移回。另外，由很痛 28 的主体 54 的圆筒形桶所提供的克服夹紧元件 92、94 的偏压力的力利于第一和第二夹紧元件 92、94 朝柱塞驱动压头 46 的纵轴线 76 移动。从而，第一和第二夹紧元件 92、94 移动成圆周方向围绕针筒 28 的主体 54 的夹紧关系，由此将针筒 28 耦合到注射器 20 上、靠近柱塞驱动压头 46 并与柱塞驱动压头 46 基本上同轴对齐。这种对齐允许驱动压头 46 随后向前平移，从而将造影剂或其他流体从针筒 28 的圆筒形主体 54 通过针筒 28 的排出尖端 62 压出，并进入动物目标，如人内。针筒柱塞 74 如前面所描述的由第一和第二耦合元件 80、82 连接到柱塞驱动压头 46 上。

在本发明的所示实施例中，第一和第二夹紧元件 92、94 围绕柱塞驱动压头 46 的对称轴线 76 而彼此径向上相对，使得第一和第二夹紧元件 92、94 在彼此径向相对且在针筒 28 的圆柱形桶的外部的相对表面 100、102 上具有圆周部分。在将针筒 28 安装到注射器 20 的前端 56 上时，注射器 20 的第一和第二偏压的可动夹紧元件 92、94 接合针筒 28 的外部圆筒形主体 54 的侧表面，如上所述，以便将针筒 28 保持到位、抵靠本发明的注射器的驱动压头 46 并与之对齐。

如上面简要描述的，本发明的注射器 20 的针筒安装机构 26 包括具有相对的表面 100、102 的第一和第二夹紧元件 92、94，该相对的表面 100、102 优选为弧形的。在一个实施例中，弧形的相对表面 100、102 还包括金属隆起（未示出），以便咬入针筒的主体内，以利于夹紧针筒。另外，在再一实施例中，第一和第二夹紧元件的每个弧形表面可以具有多个隆起或齿（未示出）。这种齿可以在第一和第二元件上，或可以被包括在任何金属隆起上。第一和第二夹紧元件随着朝向彼此和远离彼此枢转，它们的枢转运动改变它们的弧形表面之间的距离。在所示的实施例中，这些第一和第二夹紧元件各自是可动的。但是，在另外的实施例（未示出）中，有可能使用单独一个可动元件，该可动元件与不可动的弧形止挡件或

支座成间隔开的关系，而该可动夹紧元件被偏压向该止挡件或支座。

第一和第二可动夹紧元件 92、94 各自可枢转地绕轴或枢转销 104 安装，在特定实施例中，该轴或枢转销 104 还可以包括偏压弹簧 106，该偏压弹簧 106 与每个第一和第二夹紧元件 92、94 相关联。在这种实施例中，每个偏压弹簧 106 的一端与它相关联的夹紧元件接触，而每个偏压弹簧 106 的相对端落座或承载在注射器 20 的壳体 47 的各部分上。偏压弹簧 106 绕销 104 轴颈式安装(journalled)，该销 104 形成第一和第二夹紧元件 92、94 的枢转轴。

如上所述的第一和第二夹紧元件 92、94 被偏压弹簧 106 朝向柱塞驱动压头 46 的对称轴线 76 偏压。换句话说，偏压弹簧 106 偏压第一和第二夹紧元件 92、94，使得它们相面对的表面 100、102 朝向彼此被推动。在特定实施例中，一旦针筒 28 的圆筒形主体插入到针筒安装机构 26 中，它就不能通过抬起针筒 28 而远离针筒安装机构 26 抽出。实际上，在本发明的这个实施例中，针筒 28 远离针筒安装机构 26 的任何这样的运动会导致针筒 28 的圆筒形主体 54 被第一和第二夹紧元件 92、94 更强地夹紧。但是，本领域技术人员可以理解到，第一和第二元件 92、94 的夹紧强度不必要是使得任何运动都强化夹紧作用。另外，本领域技术人员可以理解到，对于将针筒 28 耦合到注射器 20 上来说，偏压弹簧 106 不是必须的。而是，在特定实施例中，针筒的桶部抵靠第一和第二夹紧元件 92、94 的主动力(positive force)将会使针筒 28 保持在夹紧元件 92、94 中。在这种实施例内，针筒 28 通过摩擦配合连接到注射器 20 上，这种摩擦配合在注射程序中提供足够大的力来保持针筒 28，但是在针筒 28 远离注射器 20 的主动运动时，可以释放针筒 28。

在另外的实施例中，本领域技术人员将理解到对于夹紧功能来说，第一和第二夹紧元件 92、94 并不是必须的。在这种替代性实施例中，可以使用单独一个夹紧元件来夹紧针筒，由此有效地将针筒连接到注射器上。在这个替代性实施例中，该夹紧元件在与圆柱形桶接触时必须为弯曲形状并覆盖针筒足够大圆周，以便将针筒固定到注射器上。在这种实施例中，从夹紧元件的中点伸出的每个臂具有如此的弹性程度，使得臂可以向外和向内张开，以允许针筒插入和/或拆下。

从而，本发明的注射器 20 的针筒安装机构 26 的各种实施例（包括利

用一个夹紧元件和利用多于一个夹紧元件的那些实施例在内)可以包括但不限于以下特征: (1) 针筒安装机构 26, 该机构在连续 210° 的针筒圆周上固定针筒 28 的圆柱形桶; (2) 金属弹簧夹, 该金属弹簧夹可以与针筒 28 的圆柱形桶的圆周实现连续 230° 的接触区域, 并提供一个锋利的边缘以咬入针筒 28 内; (3) 具有相对表面 100、102 的第一和第二夹紧元件 92、94, 每个夹紧元件接触针筒 28 圆柱形桶的 45° 圆周, 总共获得 90° 接触区域; (4) 第一和第二夹紧元件 92、94, 每个夹紧元件的弧形表面 100、102 具有与针筒 28 的圆柱形主体 54 的圆周的 80° 的接触区域, 总共与针筒主体 54 接触 160° ; (5) 第一和第二夹紧元件 92、94, 每个夹紧元件的弧形表面具有与针筒 28 的圆柱形桶 150° 的接触区域, 与针筒主体 54 总共 300° 的接触区域。在示出两个第一和第二夹紧元件 92、94 的所示实施例中, 夹紧元件 92、94 可以包含或由金属制成, 如不锈钢, 以便它们咬入针筒 28 的圆柱形主体 54 内。

在针筒 28 通过针筒安装机构 26 已经有效地连接到注射器 20 上使得针筒 28 的对称轴线 66、76 和柱塞驱动压头 46 基本同轴之后, 注射器 20 的马达可以用来将柱塞驱动压头 46 部署到针筒空腔 70 内, 以便从针筒 28 排出流体。在针筒柱塞 74 借助于驱动压头 46 的移动而通过针筒主体 54 的内部空腔 70 前进之后, 驱动压头可以从针筒 28 的远端缩回。一旦柱塞驱动压头 46 完全缩回, 在注射器 20 的一个实施例中, 针筒 28 就可以通过使用解脱卡子(在所示的实施例中未示出)从针筒安装机构 26 上拆下, 该解脱卡子将第一和第二偏压的可动夹紧元件 92、94 远离针筒 28 的外圆柱形主体 54 移动并与后者脱离。另外, 在将最初空的针筒装载到注射器 20 的针筒安装机构 26 内时, 柱塞驱动压头 46 可以首先延伸到针筒空腔 70 内。为了将流体抽入到针筒 28 内, 驱动压头然后可以缩回。然后, 通过在此沿向前方向平移柱塞驱动压头 46, 流体可以注射到目标内。在随后缩回柱塞驱动压头 46 之后, 针筒 28 可以通过操纵释放卡子而拆下。在替代性实施例中, 针筒安装机构 26 可以不包括释放卡子, 而是可以将针筒 28 通过摩擦配合连接到注射器 20 上, 该摩擦配合在注射程序中提供足够的力来保持针筒 28, 而在针筒 28 远离注射器 20 主动运动时, 释放针筒 28。

现在参照图 2-4, 本发明的注射器 20 特征还在于一个手操纵的推出/

缩回触发器 36，该触发器 36 便于操纵者对注射器 20 加以控制。触发器 36 允许用户将空气从针筒 28 中驱除，并在注射后将驱动压头 46 缩回。另外，触发器 36 允许用户在注射或缩回的同时动态改变流量。本发明的这个方面包括在原始向前位置和返回位置可移动的触发器 36。触发器 36 朝向前位置的移动导致注射器 20 将柱塞驱动压头 46 向前移动，从而从针筒 28 内排出流体，而触发器 36 朝返回位置的移动导致注射器 20 将驱动压头 46 在返回方向上移动，从而潜在地将流体抽入针筒 28 内，或在将针筒 28 从注射器 20 上拆下之前将驱动压头 46 从针筒 28 中缩回。直观触发器 36 被设计成它实现可变的注射速度，并也包括闭锁模式，该模式允许手动自由注射。

更具体地说，在本发明的注射器 20 的一个实施例中，触发器 36 安装在一个枢轴 110 上，并由至少第一和第二弹簧 112、114 偏压到原位置，该第一和第二弹簧位于触发器 36 的相对两侧上。触发器 36 远离原位置的转动逐渐压缩弹簧 112、114，以杠杆旋转的增量角度增加角度。位于壳体 47 内部并与触发器 36 相关联的传感器 116 然后检测触发器 36 的角度，以便这个角度可以用来控制柱塞驱动压头 46 的运动速度。利用这种结构和控制，触发器 36 的相对位置可以与进入或排出安装在注射器 20 上的针筒 28 的流体的流量成比例，由此为操纵者提供关于注射器 20 的工作的直观反馈。

触发器 36 可绕转动轴线 118 转动。在手操纵的触发器 36 保留在其原位置时，驱动压头 46 不会由动力头 22 产生任何运动。但是，当手操纵的触发器 36 朝针筒 28 转动时（即朝向前位置转动），由动力头 22 产生驱动压头 46 的向前运动，从而将流体或空气从针筒 28 中排出。另外，当触发器 36 远离针筒 28 转动（即朝返回位置转动）时，由动力头 22 产生驱动压头 46 的返回运动，由此用流体或空气填充针筒 28。

仍参照图 2-4，图中更清楚地示出可以利用直观触发器 36 对注射过程进行非接触控制的注射器 20 的结构。本发明的注射器 20，在一个实施例中作为手持注射器 20，大致可以包括利于制造的紧凑的模块化结构。尤其是，本发明的注射器 20 的控制电路可以结合到印刷电路板 120 中。本发明的注射器 20 的一个特征是使用磁性导体 122 将位于直观触发器 36 内的磁铁 124 发出的磁场能量通过注射器壳体 147 导入磁性传感器 116 的附

近, 该磁性传感器 116 有效地连接到电路板 120 上。在一个实施例中, 通过利用磁性导体 122 将磁场传输过注射器壳体 47, 可以使用电路板上可安装的磁性传感器 116, 由此与为了安装到注射器壳体内而单独封装的传感器相比, 降低整个成本。这种非接触控制的使用还消除了通过壳体 47 布线的需求, 由此提高密封的完整性。

为了确定触发器 36 的转动方向和角度, 多个磁铁 124 设置在触发器 36 上或设置在触发器 36 中, 以便触发器 36 的转动增大或减小触发器 36 控制器上的磁铁 124 与注射器壳体 47 内的磁铁之间的距离, 产生变化的磁场, 而该变化的磁场可以由与动力头 22 的控制电路相关联的磁性传感器 116 检测到。尤其是, 在一个实施例中, 本发明的注射器 20 可以利用霍尔效应传感器。霍尔传感器的功能是基于霍尔效应的原理: 即, 如果磁场垂直地施加到导体上, 横切于导电体内的电流方向产生电压。在本发明的特定实施例中, 由于霍尔效应在半导体中最明显, 一种适合的霍尔元件是半导体材料制成的小板。具有电流端子和霍尔电压接头的霍尔板可以布置在传感器的表面上。这个传感器元件检测磁通量中垂直于芯片表面的分量, 并发出成比例的电信号, 这个电信号传输到电路板 120 内集成的求值电路(evaluation circuit)中。在本发明的特定实施例中, 注射器 20 包括模拟、或线性传感器。线性霍尔传感器产生模拟的输出电压, 这个输出电压与垂直穿过霍尔板的磁通量成比例。从而, 有效连接到本发明的注射 20 的电路板 120 上的传感器可以从磁通量确定触发器 36 已经远离原位置旋转的角度, 并调节电输出, 并于是调节柱塞驱动压头 46 的速度。

当触发器 36 向前转动时, 与控制电路相关联的传感器 116 从磁场所产生的信号中检测到这个转动, 并导致柱塞驱动压头 46 向前移动, 即, 从动力头壳体 47、以与触发器 36 远离原位置的偏转角度成比例的速度、从动力头 47 壳体向外移动。另外, 在触发器 36 在返回方向上转动时, 控制电路从磁场所产生的信号中检测到这个转动, 并导致柱塞驱动压头 46 以与触发器 36 远离原位置的偏转角度成比例的速度向后移动, 即, 向动力头壳体 47 内移动。

如上所述, 动力注射器还可以包括与控制触发器 36 相关联的第一和第二弹簧 112、114, 它们结合注射器 20 的壳体 47, 并产生趋于使轴返回原位置的扭矩。在触发器 36 处于原位置时, 弹簧 112、114 向触发器 36 施

加相反的扭矩，趋于将触发器 36 保持在原位置。在这个位置，传感器 116 产生表示触发器 36 在原位置的信号。在这个位置，动力头 22 的控制电路可以确定并没有通过手操纵的触发器 36 的运动控制来要求驱动压头 46 运动。

在触发器 36 远离原位置转动时，传感器 116 产生一个信号，这个信号可以是一个模拟信号，表示触发器 36 远离原位置。随着这发生，控制电路可以读取磁铁 124 产生的信号，以确定触发器 36 的位置，并产生柱塞驱动压头 46 的适当运动。

如前面所描述的，柱塞驱动压头 46 的运动速度与触发器 36 远离原位置的运动或转动程度成比例。随着这发生，第一和第二弹簧 112、114 的机械结构，随着触发器 36 转动而增加远离原位置的角度，确保复位扭矩施加到触发器 36 上。根据弹簧 112、119 的硬度和触发器 36 的运动范围，这个复位扭矩可以在整个偏转角度上基本相等，或可以随着偏转角度的增大或减小而增加或减小。与偏转角度相当地增加的返回扭矩可以为操纵者提供对驱动压头 46 速度的另外的反馈。另外，并如上所述，第一和第二弹簧 112、114 还提供了张度(degree of tension)，来将触发器 36 偏压到原位置。在触发器偶尔抵靠其他物体时，如在注射器 20 防止在桌子上时，这有助于防止触发器 36 意外地远离它的原位置偏转。

另外，注射器 20 可以包括其他机构来确保触发器 36 不会意外从原位置偏离。在特定实施例中，触发器 36 可以被设计成用户必须故意启动触发机构来操纵注射器 20。

如上所述，在填充针筒 28 或排出针筒 28 的内容物时，出于安全考虑，可能具有一个理想的流体抽入针筒 28 和从针筒 28 排出的最大速度。另外，任何这种优化的注射流量可以取决于特定程序和/或要注射的流体。为了控制填充针筒或从针筒排出流体，并保持注射过程中会设计到的安全性，操纵者应该对何时达到理想速度具有反馈，以便针筒可以在这个优化速度下填充或排出。另外，注射器 20 可以包括防止流体在特定速度之上排出的机构。上述第一和第二弹簧 112、114 的一个目的是为操纵者提供触发器 36 的偏转角度的反馈，这可以大致对应于理想填充速度。更具体地说，动力头 22 的控制电路在触发器 36 已经旋转 to 特定位置时可以确立柱塞驱动压头 46 以接近理想的速度移动。于是，要以理想速度填充针筒

28 的操纵者可以转动触发器杠杆，直到增大的扭矩被指示，然后将触发器杠杆保持在该位置，来填充针筒 28。

另外，本发明的注射器 20 可以包括与注射器 20 的触发器 36 相关联的速度闭锁机构。这个速度闭锁机构允许操纵者定制，并以特定的流量注射或缩回驱动压头 46。这种注射可以在特定的流量下发生，而与触发器 36 本身的下压程度无关，或另外可以定制而以特定流量注射，除非通过改变触发器 36 的偏转而超过该程序。在一个实施例中，触发器速度闭锁机构可以位于注射器 20 的控制面板上。在速度闭锁机构触发时，它作用为闭锁驱动压头 46 的当前速度，不论是缩回还是注射。在本发明注射器 20 的一个特定实施例中，在闭锁机构生效同时任何其他控制器 90 或触发器 36 本身被压下时，柱塞驱动压头 46 的任何运动可以被中止。虽然在所示的实施例中，指出用于触发器速度闭锁的控制器位于注射器动力头 22 上，但本领域技术人员可以理解到速度闭锁机构控制器可以位于远程控制台 44 上，或者在注射器系统的任何其他部件上。

在特定实施例中，本发明的注射器 20 可以实现在将造影剂或其他流体从与注射器 20 相关联的针筒 28 中排出的同时允许速度闭锁特征被触发。如果注射器 20 被速度闭锁在一个特定流量下，且动力头 22 的任何开关被触发，或者推出/缩回触发器 36 在此触发的话，注射器 20 可以被设计成解锁该流量，并在推出/缩回触发器 36 所确定的流量下运行。另外，在缩回时，注射器 20 可以在推出/缩回触发器 36 在缩回方向上完全接合最小时间段，如两秒，时触发流量速度闭锁特征。在流量速度闭锁被触发时，如果推出/缩回触发器 36 被在此触发或者注射器压头到达其原位置，注射器 20 可以停用速度闭锁。

参照图 2-6，本发明的注射器 20 还包括防止驱动压头 46 转动的结构。这防止了驱动压头 46 在注射程序中围绕它的对称轴线 76 转动。驱动压头 46 的防转动是通过驱动压头 46 自身的形状来实现的。在所示的实施例中，垂直于驱动压头 46 的对称轴线 76 取得的驱动压头 46 的横截面是背对背的 D 的形状，具有跨过压头顶部的第一平坦表面 126、跨过压头底部的第二平坦表面 128 以及两个弯曲表面 130、132，在压头 46 每一侧一个弯曲表面。这个驱动压头 46 穿过板件 136 内的类似形状的孔口 134，该板件 136 位于本发明注射器 20 的壳体 47 最靠近针筒 28 的前端 56。在驱

动压头 46 沿向前或返回方向运动过程中，驱动压头 46 一直保持通过板件 136 内类似形状的孔口 134 设置。板件 136 内的孔口 134 尺寸为使得驱动压头 46 可以在孔口 134 内自由移动，但是一旦驱动压头 46 开始围绕其纵轴线 76 转动，即导致驱动压头 46 抵靠孔口 134 的边缘。在所示的实施例中，由于驱动压头 46 顶部和底部上的平坦表面 126、128，使得压头 46 不能随着它向前移动而转动。这在保持设置于驱动压头 46 前端 56 处的第一耦合元件 80 诸如在面朝上方向上正确对齐，使得可以在注射器 20 中拆下和更换针筒 28 来说是至关重要的。虽然所示的实施例描绘了背对背的 D 形，但是本领域技术人员可以认识到可以使用其他形状。

本发明的注射器 20 还包括压头原位置检测器 50，该检测器作用为检测驱动压头 46 的端部是否靠近注射器壳体 47 的前端 56。这个位置是驱动压头 46 的原位置。压头原位置检测器 50 精确检测何时驱动压头 46 距原位置特定距离远（如二分之一英寸）以及何时压头 46 处于原位置。这种检测可以通过使用磁铁 138 来实现。这就使得可以免除二次模拟定位装置，如电位计。例如，磁铁 138 可以设置在驱动压头 46 的表面上，而磁性传感器 140 可以定位在壳体 47 内。磁性传感器 140 可以检测由磁铁 138 产生的磁场。这个磁场将随着驱动压头 46 上的磁铁 138 靠近传感器 140 而强度增大。可以标定磁场的强度，以确定驱动压头 46 何时处于其原位置。

如上面本发明背景技术部分所描述的，目前的很多注射器使用电位计和/或马达上的编码器作为冗余系统来跟踪注射器驱动压头的位置。本发明的注射器 20 不包括这种系统。而是，本发明的注射器 20 包括设置在压头上的磁铁 138，该磁铁沿着注射器 20 的内部与传感器 140 相互作用，从而检测压头 46 的位置。当压头 46 返回到其原位置时，例如，这允许压头 46 在返回模式下运行更快，直到距压头的原位置特定距离处为止。在其工作过程中，本发明的注射器 20 标定一个值，这个值被分配给在压头 46 处于原位置、与注射器 20 的前端 56 的外边缘对齐时的压头 46。以这种方式，压头 46 可以运行和返回，使得它总是停靠在同一原位置处。这在驱动压头 46 处于正确位置时从驱动压头上拆下并更换各种针筒方面来说是必须的。从而，在返回模式下，注射器 20 可以以相对较快的速率返回压头 46，直到它意识到压头靠近原位置为止。然后，压头 46 的返回速率减

慢，直到注射器 20 以使到它已经到达预先标定的原位置为止。然后，压头 46 的运动中止，使得可以从注射器 20 上拆下针筒和/或将针筒 28 插入到注射器 20 中。

现在参照图 7、7A、8 和 8A，本发明的注射器 20 还可以包括加温承座 48。在所示的实施例中，这个加温承座 48 包括环形塑料部分 142 和模塑基底 144。在一个实施例（图 1A）中，这个加温承座 48 可以与注射器 20 成一体，如从注射器 20 的壳体 47 的前端伸出。在另一实施例中，加温承座 48 可以是吊架 146 的一部分，而注射器 20 和针筒 28 在开始注射程序之前可以有效地连接到该吊架 146 上。塑料部分 142 可以从吊架 146 伸出，使得在针筒 28 和注射器动力头 22 有效连接到吊架 146 和加温承座 48 上时塑料部分靠近针筒 28 设置并与针筒 28 成面对关系。该加温承座 48 的塑料部分 142 包括灯丝 148，在经适当的电源驱使电流流过该灯丝时，灯丝产生热量。灯丝 148 可以穿过塑料部分 142 的环形部分与针筒 28 和/或压力护套接触或成面对关系的整个区域，并在每一端终止为电引线（未示出），该电引线封在绝缘电缆（未示出）中，而绝缘电缆可以有效地连接到动力头 22 的控制电路上。这种连接可以通过动力头 22 的壳体 47 内的孔直接发生，或者可以通过设置在动力头壳体 47 外部上的电触点发生，设置在动力头壳体 47 外部上的电触点与设置在承座 48 或吊架 146 上的电触点接触。当来自动力头 22 的电流被迫使流过电缆中的引线并通过灯丝 148 时，灯丝 148 产生均匀的热量，该热量为针筒 28 内部的流体加温，或者保持预先加温的针筒 28 内部的流体的温度。本领域技术人员可以认识到在加温承座 48 内产生热量的任何其他适当方法都是可以使用的。

如上所述，并参照图 9，本发明还允许对注射器 20 提供的压力加以限制。由于低流量需要更小的压力，本发明的注射器 20 基于流量自动分配压力极限。从而压力极限值足够高来在正常情况下实现所定制流量，但在针筒 28 或管或入口内出现不可预计的约束或阻塞情况下不会允许建立高压。通过基于流量自动分配压力极限，操纵者不必记住每次使用注射器 20 时改变压力极限。注射器 20 能够将介质以理想流量传输，但是在发生堵塞时不会允许出现过大的备压。与现有技术的注射器相比，这增加了本发明的注射器 20 的安全性。

在使用中，向注射器 20 中定制一个流量。然而，如果该流量超过注射器 20 的压力极限，出于安全的目的，流量将减小和/或注射中止。从而，本发明的注射器 20 还包括停止电路，以在流体注射压力超过预定极限的情况下终止注射。另外，停止电路可以在流体注射压力超过预定压力界限预定时间段时终止注射。

在本发明的一个特定实施例中，预定压力极限是 250psi。注射器 20 可以被设计成使得用户不能调节压力界限功能。压力极限功能由此可以内部定制，并在注射之前设置。在一个实施例中，压力极限可以基于用户，如方程中所表明的： $\text{压力极限}(\text{psi})=(78)(\text{选择的流量 ml/s})+50$ 。如果所选择的流量超过 2.5ml/s，则压力极限可以固定在最大 250psi。如果注射压力接近压力极限，则注射器 20 可以按需要减小流量，来保持注射压力不超过压力极限。

如上所述，在图 1 所示的实施例中，本发明的注射器 20 可以包括可选的远程控制台 44，用来通过远程控制来操纵注射程序。远程控制台 44 是一个连接到电源组 38 上并用于从远处（如控制室）监视和控制注射的附件。用户可以从远程控制台 44 进行定制、开始、停止和重新开始注射，以及在注射进行中动态调节流量所有这些工作。远程控制台 44 还可以在用户-控制台接口 45 上包含一个计时器，用于显示从注射开始直到压头缩回所消逝的时间。定时器是为了帮助用户确定注射后何时开始 x 射线扫描而存在的，以实现最佳的影像对比度。从而，用于本发明注射器 20 的功能性远程控制台 44 通常可以是一种可充电的控制台 44，具有包括但不限于如下的特征和能力：(1)开始注射，(2)停止或暂停注射，(3)设定和改变注射参数，和/或(4)提供定时器，该定时器可以在注射开始时启动以对注射计时。在一个实施例中，这个计时器具有 20 分钟的最小周期。然而，本领域技术人员将认识到可以使用任何特定的最小周期。

而且在替代性实施例中，并参照图 1A，第二注射器 20'可以经可选的接口电缆添加到注射系统中。第一和第二注射器 20、20'然后可以构造成彼此连通，以便提供盐水推进(push)或提供更大的容积注射能力。在这个实施例中，第一和第二注射器 20、20'可以构造成连通，以便提供盐水推进或更大容量。这是由于注射程序通常需要比单独一个针筒 28 所容纳的更多容积的流体来注射。另外，在特定注射程序中，还可能需要在注射之

后进行盐水推进，盐水推进可以确保整个注射被目标接收。在两个单元准备注射时，第一注射器 20'可以定制成在第一注射器 20 注射完成时注射。在这个实施例中，可以加入连接到第二电源组 38'上的第二远程控制台 44'，以利于第二注射器 20'的远程控制。第二电源-注射器接口 42'和第二控制台电源接口 89'可以用于互联这些装置。

电源 40 可以经电源-注射器接口 42 连接到注射器 20 上，它可以包括经预先制造的连接器连接的延长电缆。可以提供交错连接，以允许缩短这种注射器延长电缆，从而利于安装在特定位置处，同时避免过多的布线或电缆，而后者可能造成安全方面的隐患。在一个实施例中，如所使用的，两端具有连接器的卷缆 10'可以将动力头 22 连接到壁板（未示出）上。延长电缆 75'可以连接在壁板和电源组 38 之间。在一个实施例中，这个延长电缆可以是增压型电缆(plenum type cable)。在电源组 38 处为延长电缆 75'的连接可以包括一个连接线路，该连接线路可以使延长电缆缩短，以利于安装整洁。电源 40 包括控制台-电源接口 89，以便与任何远程控制台 44 通信。在本发明的一个特定实施例中，电源 40 检测在上电阶段的线电压，并自动将电压配置成在大约 50Hz 到大约 60Hz±大约 3Hz，大约 100VAC 到大约 240VAC±大约 10%范围内。具有 RJ-11 型接头的以太网型电缆可以用于将电源组 38 连接到远程控制台 44 上。

本发明还可以包括用于控制供给注射器动力头 22 和/或远程控制台 44 的 DC 电源的方法。在本发明的这个实施例中，开始注射导线可以用来打开电源，而双线串行通信可以用来关断电源。

如上面在本发明的背景技术部分所描述的，在先前的注射器中，通常包括电源 40、动力头 22 和远程控制台 44，远程控制台 44 大致包括低压通/断开关。这个开关通常包括连接到电源组 38 上的导线，以控制通向控制台 44 和动力头 22 的 DC 电源（通常 24V）。只要主电源开关接通，电源组 38 内的 DC 电压可以总是存在。在本发明背景技术中描述的大型注射器的控制台 44 内的连接器尺寸通常最小 15 针，并因此这些连接器可以包括电源通/断功能的专用导线。但是，由于用于本发明注射器 20 的实施例的控制台 44 的物理尺寸较小，连接器通常只包括 8 针。这种 8 针结构不允许为控制台 44 上的单独电源通/断功能提供任何额外的专用导线。

鉴于上面所描述的，并参照图 10-12，单独的“软”电源通/断开关可

以如下所述地设置在远程控制台 44 上。如上所述，注射器 20 的基本元件是动力头 22、电源组 38、和远程控制台 44。动力头 22 是主设备，需要大约 24V 的供电，来作用为一个独立的注射器。如上所述，远程控制台 44 包括与动力头 22 相同的控制器和显示器，但是还包括注射定时器 152（诸如，可以用来手动启动 CT 扫描仪）和通/断开关。电源组 38 包括 24V 电源以及一个注射器 - 注射器接口和电源通/断控制器。在本发明的特定实施例中，注射器 - 注射器接口和通/断电路只在远程控制台 44 连接到系统上时起作用，并使用 I²C 接口来控制这些特征。动力头 22 和控制台 44 可以通过串行连接来通信，下面称之为控制器区域网（CAN）。这个 CAN 通信用于动力头 22 和控制台 44 之间的实时控制。作为进行注射的冗余系统，互连布线包括这样的导线，即，该导线允许所有装置识别到一个开始指令已经从控制台 44 触发。在这种结构中，这个注射信号必须由 CAN 接口支持。如果它不支持，这个信号将被忽略或者向注射设备的其他部件报告一个错误，并且将不发生注射。

在使用中，参照图 10-12，通信可以如下所述那样进行。为了下面描述的目的，可以假设电源组 38 的主电源开关开启，且在电源组 38 中存在 24V 电源。远程通/断开关的触发将使启动信号接地。这根导线当其切换到地时将接通系统电源的 24V。用于实现这个功能的电路是触发器 U4:B、晶体管 Q4 和继电器 K4。在控制台 44 内的远程通/断开关是在系统电源断开时可以触发这条线路的惟一部件。当系统电源接通时，控制台 44 切换，且远程通/断开关可以触发这条线路，这将试图接通已经开启的系统电源。当发生这种情况时，不会出现变化。

当系统电源为接通且远程通/断开关触发时，远程开关将试图接通电源，但同时它向动力头 22 发出一个开始信号（这将被忽略）并向控制台微处理器发送一个信号。处理器内的软件将等待，直到开关压下结束，然后，延迟适当的时间段（通常少于一秒）。在延迟之后，处理器向 I²C 并行 I/O 芯片传送一个电源断开串行指令，该芯片将触动触发器 U4:B，并于是通过 K4 断开系统电源。如果动力头 22 和第二控制台用于断开电源，这种指令应通过 CAN 接口向第一控制台请求。

注射器 20 上的显示屏 34 将关于注射程序的所有信息传播给操纵者。这些参数包括定制流量、注射进行时的注射实时流量、定制容积、注射进

行时剩余的可用容积、以及一个计时器，该计时器从注射开始时计时，并显示直到 19 分 59 秒。在驱动压头 46 拉回或在 20 分钟之后，这个计时器将复位。

本发明的注射器 20 的动力头 22 包括软件，在一个实施例中，该软件包括四种工作模式：(1) 手动模式；(2) 自动注射模式；(3) 针筒尺寸选择模式；以及(4) 制造模式。动力头 22 也包括上电自检 (POST)，以针对正确注射操作进行检查，并包括一个安全状态，在出现严重注射故障时，动力头 22 将进入这个状态。当施加电源时，本发明的注射器 20 的动力头 22 执行微控制器和系统资源的初始化。在这个初始化之后，动力头软件自动运行 POST。如果动力头 22 通过所有 POST 测试，则软件可以针对制造模式进行检查。动力头软件只在用户同时触发容积增加和容积减小时才进入制造模式，同时显示软件版本号。在动力头软件显示软件版本号时，如果用户交替地触发推出/缩回触发器 36，则软件自动运行到手动模式。

配备了动力头软件来进行微控制器 CPU 的 POST。在第一次自检之后，POST 可以执行程序快速可编程序只读存储器 (PROM) 的循环冗余码校验 (CRC) 测试、数据快速 PROM 的 CRC 测试、以及所有数据和程序 RAM 的存储器测试。在这些测试之后，POST 可以执行微控制器内部的所有周边器件的测试，这些周边器件可能会在本发明注射器 20 的工作过程中使用。POST 然后可以点亮所有的可见指示器最少三秒钟，包括 LED 显示器中的所有的数字和分段。此外，POST 可以检查+24V±4V 的电源和+5V ±0.5V 的电源。POST 也可以针对正确的马达断路器操纵进行检查，并可以检查所有推出/缩回触发器传感器 116 的标定电压是否在±0.2V 内。POST 还可以触发可听到的发声器(enunciator)最少 500 毫秒。POST 还检测外部启动信号是否有效。如果 POST 检测到外部启动信号处于有效状态，软件显示一个表示有效的外部启动信号的编码，并停止在 POST 模式下，直到外部启动信号成为无效。

在 POST 完成时，本发明的注射器 20 的动力头 22 将自检状态传送给远程控制台 44。在成功完成 POST 时，动力头软件在显示器 34 上显示当前的软件版本最少三秒钟。在显示动力头软件版本号之后，动力头软件检查压头原位置检测器 50 的传感器 140，以确认压头 46 是否完全缩回。如果传感器 140 表示压头 46 未处于原位置，则动力头软件使得压头只沿缩

回方向移动，并同时在七段 LCD 显示器的所有数码上呈现出交替长闪。如果任一个自检失败，动力头软件将过渡到安全状态。

如上面简要描述的，动力头软件包含手动模式。在这个手动模式中，软件允许用户定制注射的容积和流量。当进入手动模式时，动力头软件将调出并显示先前定制的流量和容积。

动力头 22 的用户接口 30 包括控制面板键盘 32，这个键盘 32 可以包括容积增加按钮和容积减少按钮，来定制注射容积。在一个实施例中，用户触动并释放容积增加按钮，动力头软件将容积增加 1ml。当用户触动并保持容积增加按钮时，动力头软件将以每 0.5 秒±0.1 秒 1ml 的速率增加容积。如果用户保持容积增加按钮超过 3 秒钟，则动力头软件将以加速的速率增加容积 1ml。如果用户保持容积增加按钮并且达到最大容积，则动力头 22 将定制容积保持在最大值，并给出一个可以听到的嘟嘟声。如果用户保持容积减少按钮并且达到最小容积，动力头 22 将定制容积保持在最小容积并给出一个可以听到的嘟嘟声。容积减少按钮可以与容积增加按钮同样方式操纵，除了它减少定制容积。如果选择了 125ml 针筒尺寸，则定制容积在从 125ml 小到 1ml 范围内。如果选择 100ml 针筒尺寸，则定制容积在从 100ml 小到 1ml 范围内。根据为动力头 22 选择的针筒尺寸，可以改变这个定制容积。动力头软件不允许用户定制比最大可定制容积更大的容积。最大可定制容积经被确定为针筒尺寸容积或剩余容积中最小的。如果用户试图将容积定制为大于最大可定制容积，则动力头软件会将显示容积保持在最大可定制容积下并给出一个可听到的嘟嘟声。

动力头 22 的控制面板键盘 32 可以包括流量增加按钮和流量减小按钮，用于定制注射流量。在一个实施例中，当用户触动并释放流量增加按钮时，动力头软件将增大流量 0.1ml/s，当用户触动并保持流量增加按钮时，动力头软件将最初增加流量 0.1ml/s，并保持 1 秒钟。如果用户持续保持流量增加按钮，则动力头软件可以以 0.5 秒的速率增加流量 0.1ml/s。如果用户保持流量增加按钮超过 4 秒钟，则动力头软件可以以加速的速率增加流量 0.1ml/s。流量减小按钮可以与流量增加按钮相同方式操纵，除了它减少定制流量外。动力头 22 可以允许定制的流量在从 6.0ml/s 小到 0.1ml/s 的范围内。如果用户保持流量增加按钮且达到最大流量时，动力头 22 会将定制流量保持在最大值，并给出一个可以听见的嘟嘟声。如果用户保持

流量减少按钮并达到最小流量，动力头 22 会将定制流量保持在最小值，并给出一个可以听见的嘟嘟声。

如果注射器 20 处于手动模式下并且在所显示的容积为最大定制容积时用户保持容积增加按钮超过 3 秒钟，动力头软件可以进入一个预先填充针筒选择模式。在进入预先填充针筒选择模式时，动力头软件可以在流量显示器中连续以慢速率闪动一个指示信号，如 PF，并在容积显示器中不闪烁地显示预先填充针筒尺寸。RF 或其他指示信号是通知用户，注射器 20 处于预先填充针筒选择模式下。在一个实施例中，快的闪烁速率可以是 750ms 亮和 250ms 灭。在进入预先填充针筒选择模式时，动力头软件可以在容积显示器中显示先前选择的针筒尺寸。动力头软件可以允许用户通过触动容积增加按钮来增加到下一个较大针筒尺寸。对于每次触动容积增加按钮，针筒尺寸可以增加至下一个较大针筒尺寸。可选择的针筒尺寸可以是 50ml、75ml、100ml、125ml、和 130ml。在显示最大的针筒尺寸时，动力头软件可以忽略进一步的针筒尺寸增加。如果用户触动容积减少按钮，动力头软件可以将针筒尺寸减小至下一个较小尺寸。对于每次触动容积减少按钮，针筒尺寸可以减小至下一个较小尺寸。在显示最小针筒尺寸时，动力头软件可以忽略进一步的针筒尺寸减小。如果用户采取如下动作，动力头软件可以选择显示的针筒尺寸并从针筒尺寸选择模式中退出，而过渡到手动模式，即(1)触动流量增加或减少按钮；(2)触动开始按钮；(3)触动推出/缩回触发器 36；或(4)开启或关闭针筒安装机构 26。动力头软件可以具有针筒尺寸选择模式超时特征，其中，在休止 10 秒之后，软件可以选择所显示的针筒尺寸并退出到手动模式。当从针筒尺寸选择模式退出时，软件可以在非挥发存储器中存储被选择的针筒尺寸。

如上所述，动力头 22 包含推出/缩回触发器 36，以允许用于在从针筒驱除空气时或在注射后缩回压头 46 时改变流量。如果推出/缩回触发器 36 在推出方向上触发，动力头软件可以在推出方向上触发注射器马达。当推出/缩回触发器 36 在推出方向上触发时，动力头软件可以对于每排出的 1ml 流体减少容积显示 1ml。如果推出/缩回触发器 36 在缩回方向上被触发，动力头软件可以在缩回方向上触发注射器马达。当推出/缩回触发器 36 在缩回方向上被触发时，动力头软件可以对压头 46 每缩回 1ml 增加容积显示 1ml。动力头软件可以与用户将触发器 36 远离它的原位置偏移的距

离成比例地控制流量。动力头软件在推出/缩回触发器 36 处于原位置时不能移动注射器压头 46。

动力头软件可以调节推出/缩回触发器 36 的范围，以便可以将最大可达到流量限制于用户定制的流量或压力被限制时所允许的流量。例如，如果用户定制的流量为 2.0ml/s，则注射器 20 应该调节推出/缩回触发器 36 的范围，使得在触发器 36 在向前方向上完全接合(engaged)时，实现 2.0ml/s 的流量。如果用户定制的流量为 3.5ml/s，则注射器 20 应该调节推出/缩回触发器 36 的范围，使得在触发器 36 在向前方向上完全接合(engaged)时，实现 3.5ml/s 的流量。当推出/缩回触发器 36 在向前方向完全接合时，软件可以控制注射器马达来传输最大可达到的流量。动力头软件可以将流量与推出/缩回触发器 36 的位置相关联，如表 1 所示。位置公差可以是完全接合的 $\pm 2\%$ 。

流量 (ml/s)	完全接合的百分比
0	0 到 12 (死区)
0.1 到 0.5	12 到 50
0.6 到定制流量	50 到 90
定制流量	90 到 100

表 1

动力头软件在缩回过程中可以调节推出/缩回触发器 36 的范围。无载荷缩回速度可以是最小 6.0ml/s。从而，如果注射器 20 在这个最小 6.0ml/s 下工作，注射器 20 应该调节推出/缩回触发器 36 的范围，以便在触发器 36 沿返回方向完全接合时达到 6.0ml/s 的流量。因此，当推出/缩回触发器 36 沿返回方向完全接合时，软件可以控制注射器马达来传送这个最小流量。流量与推出/缩回触发器 36 位置的关系可以在表 2 中示出。无载荷缩回速度可以是最小 6.0ml/s。该位置公差可以是完全接合的 $\pm 2\%$ 。

流量 (ml/s)	完全接合的百分比
0	0 到 12 (死区)
0.1 到 0.5	12 到 50
0.6 到 6.0	50 到 90
6.0	90 到 100

表 2

通过随着压头 46 向原位置移动而计数，动力头软件可以显示容积位置。通过计算在先前 0.5 秒上平均的平均流量，动力头软件可以额外地显示流量。当用户释放推出/缩回触发器 36 时，流量显示器可以返回到定制流量，而容积显示器可以显示最大可定制容积。动力头软件可以将返回运动限制到第一个 1ml 最大流量 1ml/s。如果压头 46 伸出 20ml 或更大，且操纵者在返回方向上使推出/缩回触发器 36 处于 90%到 100%，动力头软件可以闭锁缩回功能，以便操纵者可以在注射器 20 持续缩回时释放流量触发器开关。如果压头 46 未伸出 20ml 或更大，则动力头软件不会沿相反方向闭锁流量。在缩回压头 46 时，如果流量被闭锁且用户触发推出/缩回触发器 36，则动力头软件可以背离闭锁特征，而控制马达到推出/缩回触发器 36。

预先填充的针筒，如那些从 Mallinckrodt 可以购买到的针筒，在标出的针筒尺寸外还可以包含额外的 3ml 造影剂或其他流体，以允许用户从针筒中驱除空气并装管，且使被标出的针筒容积完全可用于目标。例如，125ml 的针筒可以包含 128ml 的造影剂。当用户将新的针筒 28 插入到注射器 20 中时，动力头 22 可以显示所选择的标出的针筒尺寸，并允许用户在容积显示增加之前排出 3ml。如果用户排出大于 3ml，那么动力头 22 可以对于排出的每 1ml 造影剂而减小 1ml 容积显示。

在以下的序列事件发生时，动力头软件可以进入启动状态：(1) 在压头 46 处于原位置时用户打开和关闭针筒安装机构 26；(2) 动力头软件确认到所有注射开始信号是无效的，包括动力头 22 的开始开关和外部启动信号；以及(3)用户用推出/缩回触发器 36 推出（即，排出）最少 1ml，并然后释放推出/缩回触发器 36。在进入启动状态时，动力头软件可以以第一种颜色，如绿色点亮可视指示器 91。如果用户改变注射参数，注射器 20 可以保持在启动状态。如果用户缩回压头 46 小于 5ml，注射器 20 可以保持在启动状态。如果注射器 20 启动且用户缩回压头 46 大于 5ml，则动力头软件可以停止注射。

在一个实施例中，在注射器启动且用户触动力头控制面板键盘 32 上的开始按钮时，或在注射器 20 启动且从远程控制台 44 接收到开始指令时，动力头 22 可以开始并运行定制的注射。在注射的同时，如果实际流量处于流量执行公差之内，则动力头软件可以显示定制的流量。在注射的

同时，如果实际流量不在流量执行公差内，则动力头软件显示平均流量。在注射的同时，动力头软件可以显示定制注射剩余的容积。在注射的同时，动力头软件可以使三色可视指示器 91 扫过色谱，以表示注射器 20 正在运行。

如果在注射器 20 进行注射的同时用户触动动力头控制面板或远程控制台 44 上的流量、容积或开始按钮，则动力头软件可以暂停注射。如果注射被暂停，动力头 22 可以在显示器上快速率闪动定制流量以及剩余的定制容积，并触发一个可听见的嘟嘟声，并以第二颜色，如琥珀色闪烁可视指示器 91，如三色 LED。例如，如果 125ml 针筒的 100ml 被定制，并且注射器 20 在已经注射 75ml 之后暂停，那么注射器 20 应该显示 25ml，作为剩余容积。如果注射器被暂停，并且用户在“缩回”方向上触发推出/缩回触发器 36，则动力头 22 可以停止自动注射模式，并过渡到手动模式。如果注射暂停并且用户在“推出”方向上触发推出/缩回触发器 36，则动力头 22 可以无闪烁地显示实际流量和剩余针筒容积，并在压头 46 向前移动的同时使可视指示器 91 的三色 LED 扫过色谱。当用户释放推出/缩回触发器 36 时，动力头软件可以显示定制的流量和最大可定制容积，并以琥珀色闪烁可视指示器 91 的三色 LED。如果注射被暂停，且用户触动流量或容积按钮，动力头 22 可以禁用自动注射模式并过渡到手动模式。如果注射被暂停并且用户在触发任何其他控制器 90 或推出/缩回触发器 36 之前，触动动力头 22 或远程控制台 44 上的注射开始按钮，则动力头软件将从它所暂停之处重新开始注射。如果用户在处于自动注射模式的同时触动推出/缩回触发器 36，则动力头软件可以暂停注射。

在注射完成时，动力头软件可以在动力头显示器上低速率闪烁实现的平均流量和实现的容积值。低速率闪烁的循环可以是亮 1.5 秒且灭 0.5 秒。当注射完成时，动力头软件可以禁用注射器 20 并关闭可视指示器的三色 LED。

在注射完成之后，并且(1)用户触动力头控制面板键盘 32 或远程控制台 44 上的流量增加、流量减少、容积增加、容积减少或开始控制器 90；(2) 在针筒中残留有大于 1ml 的容积；以及(3) 用户没有缩回压头 46，动力头软件可以：(1) 显示定制的流量和最大可定制容积；(2) 再次启动注射；以及(3) 以第一颜色，如绿色，触发可视指示器 91 的三色 LED。

如果用户在推出方向上触发推出/缩回触发器 36，则在压头 46 向前移动的同时，动力头 22 可以显示实际流量和剩余的针筒容积，而不闪烁可视指示器 91 并将可视指示器 91 的三色 LED 扫过色谱。

当用户释放推出/缩回触发器 36 时，动力头软件可以显示定制的流量和最大可定制容积，并且以第一颜色触发可视指示器 91 的三色 LED。在注射结束后且在针筒中剩余 1ml 或更少容积时，动力头软件可以禁用注射。

从远程控制台 44 到动力头 22 的外部开始信号时动力头 22 和远程控制台 44 之间的控制台接口 89 的一部分。外部开始信号与来自远程控制台 44 的注射开始消息协同使用，以便从远程控制台 44 开始注射。动力头软件可以只在以下条件满足时由外部开始信号来开始定制的注射，这些条件为：(1)注射可实现；(2)外部开始信号触发；以及(3)在外部开始信号触发 500 毫秒之内动力头软件从远程控制台 44 接收到消息。如果动力头软件检测到外部开始信号触发，但注射器 20 不能启动，则动力头软件忽略这个外部开始信号，并触发一个可以听到的嘟嘟声，且显示针对注射不能实现的用户错误码。如果动力头软件检测到外部开始信号，且没有接收到开始消息，则动力头软件禁用自动注射模式，并显示针对注射开始的注射器 20 故障码。

动力头 22 还包括检测何时用户打开和关闭针筒安装机构 26 的传感器。

如果用户在推出方向上触发推出/缩回触发器 36，同时针筒安装机构 26 打开，则动力头软件可以：(1)不允许压头 46 在推出方向上移动；(2)显示针对针筒夹打开的用户错误码；以及(3)当用户释放推出/缩回触发器 36 或关闭针筒安装机构 26 之后恢复原始显示。

如果动力头软件在注射过程中检测到针筒安装机构 26 打开，则软件可以停止注射并在动力头显示器 34 上快速闪烁针对针筒安装机构 26 打开的注射器 20 故障码，并禁用自动注射模式。如果用户关闭针筒安装机构 26，则动力头软件可以过渡到手动模式，并显示定制的流量和最大可定制容积。

动力头软件可以将注射器马达电流与针筒压力相关联。在一个实施例中，动力头软件将不允许针筒压力在压头 46 沿向前方向移动时超过

250psi。如果针筒压力接近压力极限，则动力头软件可以减小注射的流量，并保持不超过压力极限。如果由于压力极限而流量减小，则在注射的同时，动力头软件可以从可听见的发声器发出连续的嘟嘟声，并在显示器 34 上以快的速率闪烁流量。在受压力限制的注射完成后，动力头软件可以停止可听见的发声器发出嘟嘟声，并以慢速率闪烁容积和流量。在缩回压头 46 时，动力头软件可以限制压力。在一个实施例中，在压头 46 缩回过程中的压力被限制于最大 100psi。

远程控制台 44 包括计时器，用于对从注射开始到注射器压头缩回时刻所消逝的时间计时。计时器的目的是帮助用户确定在注射造影剂之后何时开始成像扫描。动力头 22 可以向远程控制台 44 发送消息，这些消息包含针对远程控制台 44 的注射经历的时间信息，以在注射计时器上显示该信息。除非注射器 20 首先启动，否则动力头 22 不开动计时器。

期望用户一般使用自动注射特征来进行注射。在这种情况下，用户将首先将注射器 20 推出，并停止。注射器 20 将在此时启动。用户然后将利用动力头 22 或远程控制台 44 上的开始按钮开始注射。在开始按钮压下时计时器将开始计时。在自动注射开始时，动力头 22 可以复位并开动计时器。在注射过程中，动力头 22 可以向远程控制台 44 发送带有注射经历时间信息的消息，以便在计时器上显示该信息。

在不同的情况下，在推出和启动注射器 20 之后，通过利用推出/缩回触发器 36，取代使用自动注射特征，用户可以手动执行注射。在这种情况下，计时器可以在压头启动后一向前移动就开始计时。然而，计时器在最少 10ml 容积已经不停顿地注射之后才能显示时间。如果用户在 10ml 之前停止注射，则计时器会复位到零。在用于用推出/缩回触发器 36 向前移动注射器压头 46 时，动力头 22 可以开动计时器，但是向远程控制台 44 发出一个消息，以显示长闪烁，直到最少 10ml 容积无停顿排出为止。如果用户无停顿地向前移动压头 46 超过 10ml，则动力头 22 将向远程控制台 44 发出消逝的时间，以在计时器上显示。如果用户在排出 10ml 造影剂或其他流体之前停止排出，动力头 22 可以停止计时器，并向远程控制台 44 发送一个消息，以为此时显示长闪烁。

在另一情况下，用户可以在开始自动注射之前执行“探索(scout)”注射。在这种情况下，用户将首先推出并启动注射器 20，然后手动注射少量

的造影剂或其他介质，来确认正确的针头位置。在确认正确的针头位置之前可以进行若干次探索注射。一旦确认了针头放置正确，用户然后可以利用动力头 22 或远程控制器 44 上的开始按钮开始注射。这种情况被涵盖在上述自动和手动注射需求中。如果用户执行少于 10ml 的探索注射，计时器显示将保持所显示的长闪烁，直到开始按钮压下为止。如果用户注射多于 10ml，计时器将开始并显示时间，但是在用户用开始按钮开始注射时，复位到零。

如果注射被暂停，则动力头 22 允许计时器继续运行，并向远程控制台 44 发出消息告知注射经历时间。在压头 46 缩回超过 5ml 时，动力头 22 可以停止计时器，并向远程控制台 44 发出消息来显示长闪烁。

远程控制台 44 可以包括瞬时接触开关，用户可以触发该开关，以便接通或断开通向远程控制台 44 和动力头 22 的 24V 电源。当远程控制台 44 检测到这个“软”电源开关 52 被触发时，它向动力头 22 发出一个 24V 电源断开的消息。当动力头 22 从远程控制台 44 接收到电源断开的消息时，动力头 22 可以过渡到安全状态。

动力头软件包含安全状态，如果检测到注射器故障，软件将过渡到该安全状态。在处于安全状态的同时，注射器 20 被禁止以不安全的方式工作。如果可能的话，希望压头 46 缩回到原位置，以便能够将针筒 28 从注射器 20 上拆下。在处于安全状态的同时，动力头软件不允许注射器压头 46 沿向前方向移动。动力头软件可以允许用户以最大 1ml/s 的速率将压头 46 缩回到原位置。在处于安全状态的同时，动力头软件可以以开一秒钟而关两秒钟的速率触发一个周期性可听见的嘟嘟声。在处于安全状态的同时，动力头软件可以显示所检测到的注射器故障的故障码。如果出现多于一个故障，动力头软件可以连续循环并显示每个故障码至少 2 秒钟。如果动力头软件进入安全状态，它可以停留在安全状态下，直到电源循环。除了上电时执行的自检外，动力头软件对硬件部件执行运行期检查，以确认安全工作。

LED 连接到用于软件的微控制器 I/O 线路上，以触发通/断，使得制造技师对微控制器正在运行具有一个可视指示器。动力头软件可以触发通电的 LED 亮并然后灭，以便制造技师对微控制器正在运行具有可视指示器。如果微控制器复位，动力头软件可以显示微控制器故障码，并且过渡到安

全状态。

动力头软件可以在开始注射后 500 毫秒内确认 +24V 电源在 +20V 和 +28V 之间。如果 +24V 电源在公差范围之外，动力头软件可以停止马达并过渡到安全状态。动力头软件可以最少每 50 秒确认 +5V 电源在 +4.5V 和 +5.5V 之间。如果 +5V 电源在公差范围之外，则动力头软件可以过渡到安全状态。

无论何时软件运行马达，动力头软件可以确认微控制器接收到马达编码器脉冲。如果动力头软件在运行马达的 100 毫秒之内没有检测到马达编码器脉冲，则动力头软件可以过渡到安全状态。

动力头控制面板键盘 32 可以包括两个注射开始开关，它们由用户作为一个按钮触发，用于注射开始。两个开关用作冗余安全特征，来避免从坏的开关发出一个假开始信号来开始注射。如果两个开始开关表示开始按钮被触发且注射器 20 启动，则动力头软件可以以定制的值在向前方向上触发注射器马达。如果注射完成并且其中一个开始开关有效，则直到两个开始开关无效之前，动力头软件可以：(1) 保持在注射完成状态；(2) 显示开始开关故障码；(3) 允许用户用推出/缩回触发器 36 缩回压头 46；以及 (4) 不允许用户向前移动压头 46。

动力头马达组件包含编码器，这个编码器将位置信息提供回动力头微控制器。但是，编码器不提供绝对位置信息。从而，当电源断开并又接通时，来自编码器的位置信息丢失。因此，动力头 22 包括压头原位置检测器 50，该检测器表示何时压头 46 处于它的完全缩回位置或原位置。在压头 46 正缩回，且动力头软件从编码器计数中检测到已经到达原位置，而原位置检测器 46 的传感器 140 还未表示处于原位置 $\pm 2\text{ml}$ ，则动力头软件可以停止马达并过渡到安全状态。当压头 46 正缩回且动力头软件确定原位置检测器 50 的传感器表示到达原位置，但编码器技术并未表示处于原位置 $\pm 2\text{ml}$ 时，动力头软件可以停止马达并过渡到安全状态。

推出/缩回触发器 36 包括检测用户移动触发器 36 多少的传感器 116。如果传感器的零点漂移到公差之外，软件会将这个漂移翻译成推出/缩回触发器 36 触发。当动力头软件检测到推出/缩回触发器 36 在向前方向上触发时，软件可以检查是否所有触发器传感器 116 表示触发器 36 在向前方向上触发。当动力头软件检测到推出/缩回触发器 36 在返回方向上触发时，

软件可以检查是否所有触发器传感器 116 表示触发器 36 在返回方向上触发。如果推出/缩回触发器传感器处于公差之外，则动力头软件过渡到安全状态。

在注射完成之后且所实现的平均流量不在无压力限制注射的公差之内时，动力头软件可以在显示所实现的流量和流量在公差之外的故障码之间交替，直到用户触发推出/缩回触发器 36 或任一动力头控制器 90 为止。

如果所实现的容积不在特定公差之内，则动力头软件可以在显示所实现的容积和容积在公差之外的故障码之间交替，直到用户触发推出/缩回触发器 36 或任一动力头控制器 90 为止。

在一个特定实施例中，如果动力头软件检测到注射器故障，软件可以在流量显示器上显示指示码，如 F，并在容积显示器上显示与故障类型相对应的数字。在特定实施例中，可以如下产生并翻译故障码。百位数字代表发生故障的子系统。百位数字为零表示动力头 22，1 表示远程控制台 44（如果连接有的话），而 3 表示电源组 38。例如，故障码“F 004”是动力头 RAM 存储器故障，而故障码“F 104”是远程控制台 RAM 存储器故障。在软件的这个特定实施例中的故障码如下：

- F X01 微控制器 CPU 故障
- F X02 程序闪存 CRC 故障
- F X03 数据闪存 CRC 故障
- F X04 RAM 存储器故障
- F X05 四联计时器(quad timer)故障
- F X06 AID 转换器故障
- F X07 PWM 故障
- F X08 中断控制器故障
- F X09 时钟 PLL 故障
- F X10 微控制器监控器(watchdog)复位
- F X20 + 24V 电源故障（+ 24V 电源超出公差）
- F X21 + 5V 电源故障（+ 5V 电源超出公差）
- F 030 编码器故障（马达启动时无编码器计数）
- F 031 编码器故障（马达未启动时检测到编码器计数）
- F 032 马达继电器故障（切断继电器故障，继电器卡在开或关状态）

F 033 马达故障（检测到马达过电流）

F 034 马达故障（马达未启动时检测到电流）

F X40 开始开关故障（一个或两个开启开关生效）

F 050 原位置传感器故障（压头编码器表明注射器压头处于原位置时未检测到原位置信号）

F 051 推出/缩回触发器故障（零位置超出公差）

F 060 所实现的流量超出公差

F 061 所实现的容积超出公差

F 070 动力头 - 远程控制台通信故障

F 075 远程控制台 - 电源组通信故障

F 370 双注射器接口故障

如果用户试图在非安全状态下操纵注射器 20，动力头软件可以在流量显示器上显示指示信号，如 ER，并在容积显示器上显示与错误码相对应的数字。在注射器 20 的一个实施例中，这些代码如下：

ER 001 在注射器无效时用户试图从动力头开始注射；

ER 101 在注射器无效时用户试图从远程控制台开始注射；

ER 002 在针筒夹打开状态下用户试图向前移动压头

制造模式可以允许操纵人员进行诊断测试，标定传感器并执行预热循环(burn-in cycle)。动力头软件可以允许制造人员运行诊断测试。诊断测试至少可以运行上电自检中的所有测试。动力头制造模式可以允许标定以下传感器：

推出/缩回触发器传感器

压力极限

压头原位置传感器

针筒夹传感器

动力头软件可以将标定值通过接口 42、89 发送出去。

制造码可以允许制造人员选择“预热循环”子模式，在该模式下，动力头软件以预定的注射参数连续进行注射。

注射器动力头 22 可以通过网络与远程控制台 44 连接，并向远程控制台 44 发送具有如下信息的信息：

容积显示

流量显示

计时器显示

可听见的音调频率

可听见的音调音量

三色 LED 红色占空比

三色 LED 蓝色占空比

三色 LED 绿色占空比

动力头 22 可以随着事件发生或者最少每秒一次向远程控制台发送消息，动力头 22 可以从远程控制台 44 接收具有如下信息的消息：

容积增加/减少按钮触发状态和触发周期

流量增加/减少按钮触发状态和触发周期

注射开始按钮触发

软断电按钮触发

在连接远程控制台 44 时，注射器动力头 22 也可以与第二系统连接。

如上所述，本发明的注射器 20 可以包括远程控制台 44。远程控制台 44 的目的是为用户提供一条从远方（如成像控制室）控制和显示动力头 22 状态的途径。远程控制台 44 允许用户定制和改变所定制的参数。在动力头 22 能够进行注射时，用户可以从远程控制台 44 逐渐开动注射器 20 或停止注射。

远程控制台 44 基于“主/从”构架设计，使得在动力头 22 处于手动、自动注射和针筒尺寸选择模式时，远程控制台 44 作用为动力头 22 的从属部件。即，远程控制台 44 显示动力头 22 的流量和容积，而不是用户在远程控制台 44 输入的内容。如果用户从远程控制台 44 改变注射参数，远程控制台 44 将反映这种变化的消息传送给动力头 22。动力头 22 实现这种改变并将具有新信息的消息发回远程控制台 44。这种设计减小了远程控制台 44 显示动力头 22 实际所做的之外的一些信息的可能性。

远程控制台 44 包括功能为动力头 22 从属部件的软件。如果远程控制台 44 在未连接动力头的情况下上电，远程控制台 44 显示动力头 - 远程控制台通信故障码。远程控制台 44 具有上电自检(POST)功能，以检查远程控制台是否正确工作，并具有针对严重注射故障的安全状态。在供电时，远程控制台 44 执行微控制器和系统资源的初始化。在初始化之后，远程

控制台软件运行 POST。

POST 然后执行程序闪存和数据闪存的 CRC 校验。POST 然后执行所有数据和程序 RAM 的存储器测试。POST 然后对远程控制台 44 工作中会用到的微控制器内的所有微控制器周边器件执行检验。远程控制台 44 POST 通过向双注射器接口通信操作发送消息以发送关于远程控制台 - 电源组接口的状态信息，来对双注射器接口通信操作进行检查。如果远程控制台 44 未从双注射器接口收到响应，则通信测试失败。POST 检查 +24V 电源 40 供电电压是否正确 +24VDC±4V，并检查 +5V 电源 40 供电电压是否为 +5V±0.5V。POST 点亮所有可视指示器最少三秒钟，包括所有数字和 7 段 LED 显示器的所有段。POST 可以触发可听见的发声器最少 500 毫秒。

在成功完成 POST 时，远程控制台软件可以在 LEF 显示器上显示当前软件版本至少 3 秒钟。如果通过所有自检，那么远程控制台 44 可以检查制造模式。只在完成 POST 后 3 秒内用户同时触发容积增加和容积减少，远程控制台 44 才进入制造模式。如果在远程控制台软件检查制造模式的同时用户触发其他任何按钮，软件将跳过制造模式检查而进入操作模式。如果人一个自检失败，则远程控制台 44 过渡到安全状态。

远程控制台 44 可以从动力头 22 接收具有流量信息的信息，并将流量信息显示在远程控制台显示器上。远程控制台 44 可以从动力头 22 接收具有容积信息的信息，并将容积信息显示在远程控制台容积显示器上。如果动力头 22 向远程控制台软件发送一个消息来点亮注射 LED，则远程控制台 44 将点亮远程控制台 44 上的注射 LED。如果动力头 22 发送具有主动错误码(active error code)的信息，远程控制台 44 将以 500 毫秒亮 200 毫秒灭的形式闪烁这个错误码。如果动力头 22 传送具有主动错误码的信息，远程控制台 44 可以以一秒钟开一秒钟关的方式触发可听见的音调三次。远程控制台软件可以将任何远程控制台控制按钮触发的消息发送给动力头 22。控制器 90 可以包括但不限于用于流量增加的按钮、用于流量减少的按钮、用于容积增加的按钮、用于容积减少的按钮和注射开始按钮。

远程控制台 44 可以包括至少两个注射开始开关，这些开关由用户作为一个注射开始按钮来触发，用来开始一个有效的注射。两个开关用作冗余安全特征来避免来自坏的开关的假开始新信号使得注射开始。在用户触

发注射开始按钮时，远程控制台 44 将注射启动消息发送给动力头 22。当用户触发注射开始按钮时，远程控制台软件确认：(1) 两个注射开关都已经被触发；以及(2) 两个注射开关从上次触发时起已经过渡到无效状态。在确认之后，远程控制台软件将注射开始的消息发送给动力头 22。

当用于触发容积增加按钮时，远程控制台软件可以向动力头 22 发送一个消息表示容积增加按钮触发。当用户释放容积增加按钮时，远程控制台软件可以向动力头 22 发送一个消息，表示容积按钮被释放。容积减少按钮可以与容积增加按钮相同方式工作，除了远程控制台 44 在容积减少按钮被触发或释放时向动力头 22 发送消息外。

当用户触发流量增加按钮时，远程控制台元件可以向动力头 22 发送一个消息，表示流量增加按钮触发。当用户放开流量增加按钮时，远程控制台软件可以向动力头 22 发送一个消息表示流量按钮被释放。流量减少按钮可以与流量增加按钮相同方式工作，出来远程控制台 44 在流量减少按钮被触发或释放时向动力头 22 发送消息外。

在动力头 22 发送显示 PF 的消息时，远程控制台软件可以显示和闪烁指示器，如 PF。PF 指示器告知用户注射器 20 处于预先填充针筒选择模式。远程控制台 44 可以以动力头 22 发送的速率闪烁 PF。

LED 可视指示器可以连接到软件的微控制器 I/O 线路上，使得制造技师对微处理器正在运行具有视觉指示。远程控制台软件可以触发有电的 LED 亮，然后灭，使得制造技师对微控制器正在运行具有视觉指示。

远程控制台软件可以根据从动力头 22 接收到的消息控制三色 LED 可视指示器的状态，三色 LED 可视指示器的状态可以为：绿色、琥珀色、红色、蓝色、白色、颜色扫掠、和空白（未点亮）。

一些成像协议需要在成像扫描之间延迟几秒，而其他可能需要延迟几分钟。远程控制台 44 包括计时器，来帮助用户确定在注射造影剂后何时开始成像扫描。远程控制台 44 可以包括计时器，用于计算从注射开始到注射器压头缩回所经历的时间。在远程控制台 44 开启且计时器未计时时，计时器可以在七段 LED 显示器的分钟位、十秒位和秒位上显示破折号（即：-:--）。远程控制台 44 可以按照分和秒格式显示消逝的时间，同时在分和秒之间具有一个冒号。远程控制台计时器可以在从 0 分 0 秒（0:00）到 19 分 59（19:59）秒的范围内。如果计时器小于 10 分钟，那么远程控

制台 44 可以空出十分钟位（例如：9:59）。如果计时器小于 1 分钟，那么远程控制台可以在分钟位显示零（例如：0:09）。

如果远程控制台 44 从动力头 22 接收到一个消息来开动计时器，远程控制台 44 可以将计时器复位到零，并开始计时。远程控制台 44 可以连续显示破折号，直到动力头 22 向远程控制台 44 发送一个消息显示时间为止。

远程控制台 44 可以停止计时器，并在远程控制台 44 从动力头 22 接收到消息停止计时器时显示破折号。如果计时器到达 19 分 59 秒(19:59)，计时器会将时间保持在 19 分 59 秒，并快速闪烁时间显示。

远程控制台 44 还包括瞬时接触开关，用户可以触发这个开关来接通或断开通向远程控制台 44 和动力头 22 的 24V 电源。“软”电源开关 52 不连接到电源，而是连接到远程控制台内的微处理器 I/O 线路。如果远程控制台 44 上电，微处理器可以检测用户何时触发“软”电源开关 52 来断开电源。然后，远程控制台 44 在远程控制台 - 电源组接口上传送消息，以断开 24V 电源。如果远程控制台 44 断电，微处理器将不能检测用户触发开关。然而，在电源组 38 中的硬件电路可以通过远程控制台 44 和电源组 38 之间的硬件信号检测开关触发。在这个过程中，电池组 38 中电源仍接通。检测电路然后将 24V 电源再接通到远程控制台 44 和动力头 22。

在远程控制台 44 上电且用户触发软电源通/断开关 52 时，远程控制台 44 可以在远程控制台 - 电源组接口上发送一个消息，来断开通向动力头 22 和远程控制台 44 的 24V 电源。远程控制台 44 可以从用户释放“软”电源开关 52 起延迟最少 20 毫秒，直到断电消息在远程控制台 - 电源组接口上发送为止。当远程控制台 44 上电且用户触发软电源通/断开关 52 时，远程控制台 44 可以在动力头 - 远程控制台接口上向动力头 22 发送一个消息，24V 电源被断开。软电源通/断特征在远程控制台 POST 完成之前不能启动。软电源通/断特征可以在注射器 20 处于安全模式下启动。这假设软电源通/断开关的相关硬件起作用。

如果远程控制台 44 检测到与动力头 22 通信故障，远程控制台 44 可以反复尝试与动力头 22 通信。如果在 5 秒之后反复尝试失败，远程控制台 44 可以显示通信故障并过渡到安全状态。

远程控制台 44 可以显示从动力头发送的注射器 20 故障码。此外，远

程控制台 44 可以显示从动力头 22 发送的注射器 20 用户错误码。

远程控制台软件包括安全状态，如果检测到远程控制台故障，软件将过渡到这个安全状态。在处于安全状态时，禁止远程控制台 44 以不安全方式工作。一旦处于安全状态，只要电源供给远程控制台，软件就可以离开安全状态。在处于安全状态时，软件不能与动力头 22 通信。在处于安全状态时，远程控制台软件可以向电源组 38 发送一个消息，以使所有双注射器 20 不能传送输出。在处于安全状态时，远程控制台软件可以显示任何所检测到的远程控制台故障的故障码。

本发明的注射器 20 具有通过双注射器接口将第二注射器 20' 连接到一起的能力。这个第二注射器'可以是手持的，或可以是墙壁、地板或天花板上安装的。接口 42 允许两个注射器以串列形式工作，来紧接着进行注射。两个注射器的典型用途是盐水推进，在此情况下，第一注射器 20 传送造影剂，造影剂随后是来自第二注射器 20' 的盐水。

双注射器接口位于电源组 38 内。由于将电源组 38 连接到动力头 22 上的电缆不包括任何备用信号来直接接纳双注射器接口，远程控制台 44 作为双注射器接口和动力头 22 之间连接设备。因此，远程控制台 44 包括远程控制台 - 电源组接口。远程控制台 44 经远程控制台 - 电源组接口探询双注射器接口的状态，并将消息经动力头 - 远程控制台接口传送到动力头 22。

在远程控制台 44 从动力头 22 接收到消息检查双注射器结构时，远程控制台 44 可以经由远程控制台 - 电源组接口查询双注射器接口。如果另一注射器连接到双注射器接口，且那个注射器有效，则远程控制台 44 可以将信息传送到与远程控制台 44 相连接的动力头 22。

远程控制台 44 包括具有内部非挥发存储器的微处理器，易存储软件程序和数据常数。将需要制造来更新或改变非挥发的程序和数据存储器的内容。制造模式软件可以允许制造技师对微处理器中的非挥发程序和数据存储器的内容重新编程。

其他的优点和改进对本领域技术人员来说是显而易见的。因此本发明广义上并不局限于所图示和描述的特定细节、代表性设备和方法以及所示的示例。于是，在不背离申请人的总的发明概念的范围或精髓的前提下，可以与这些细节有所偏差。

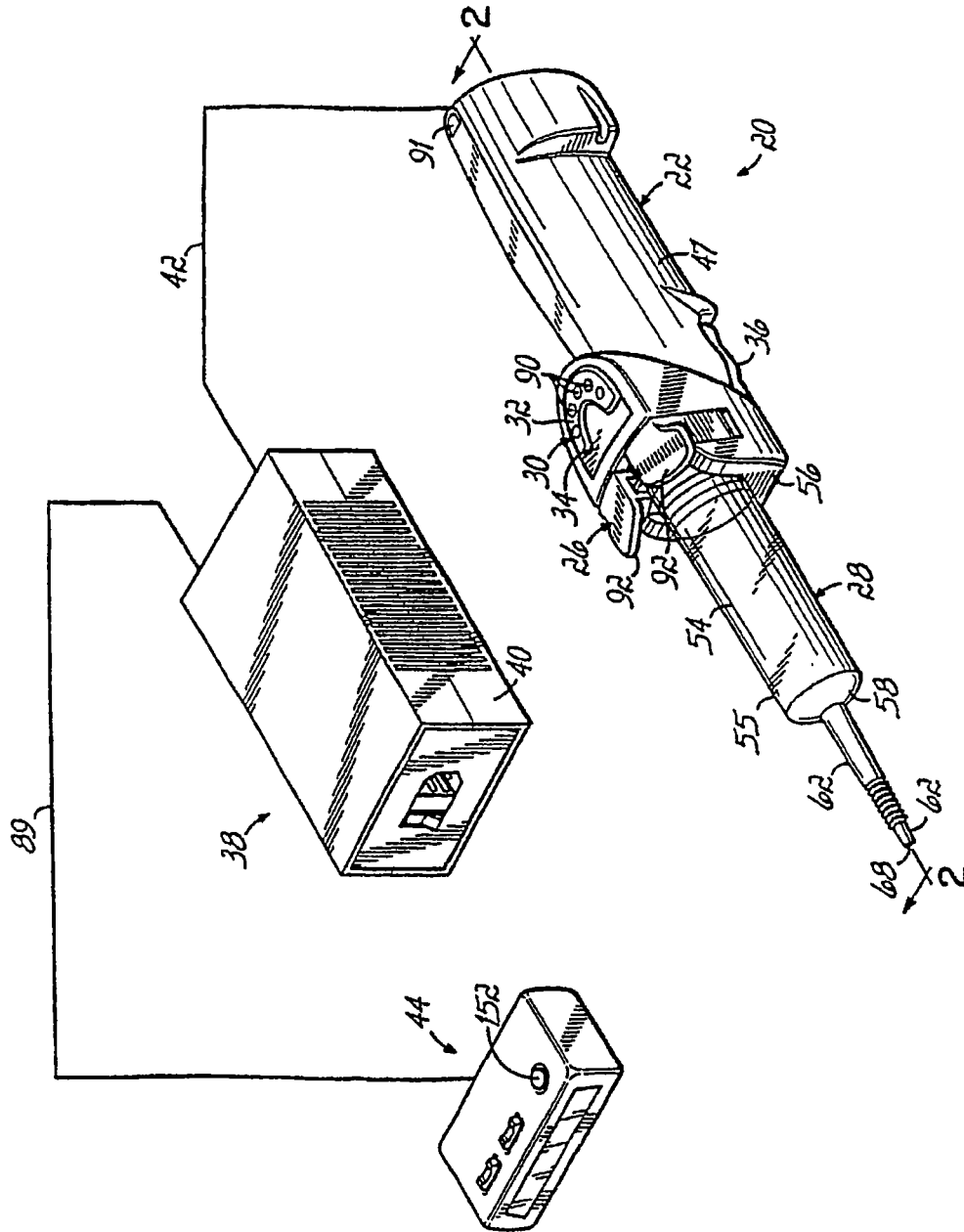


图 1

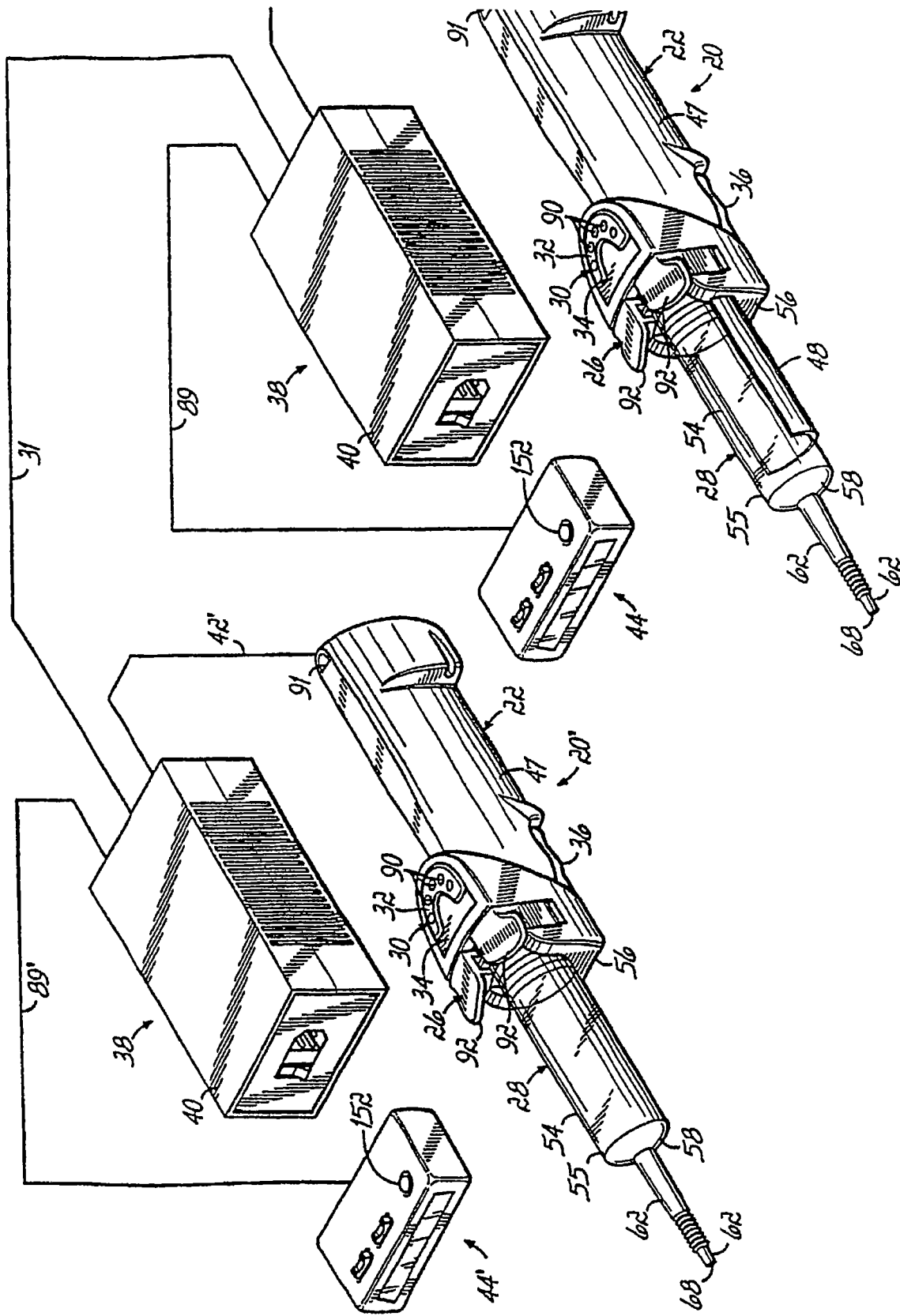


图 1A

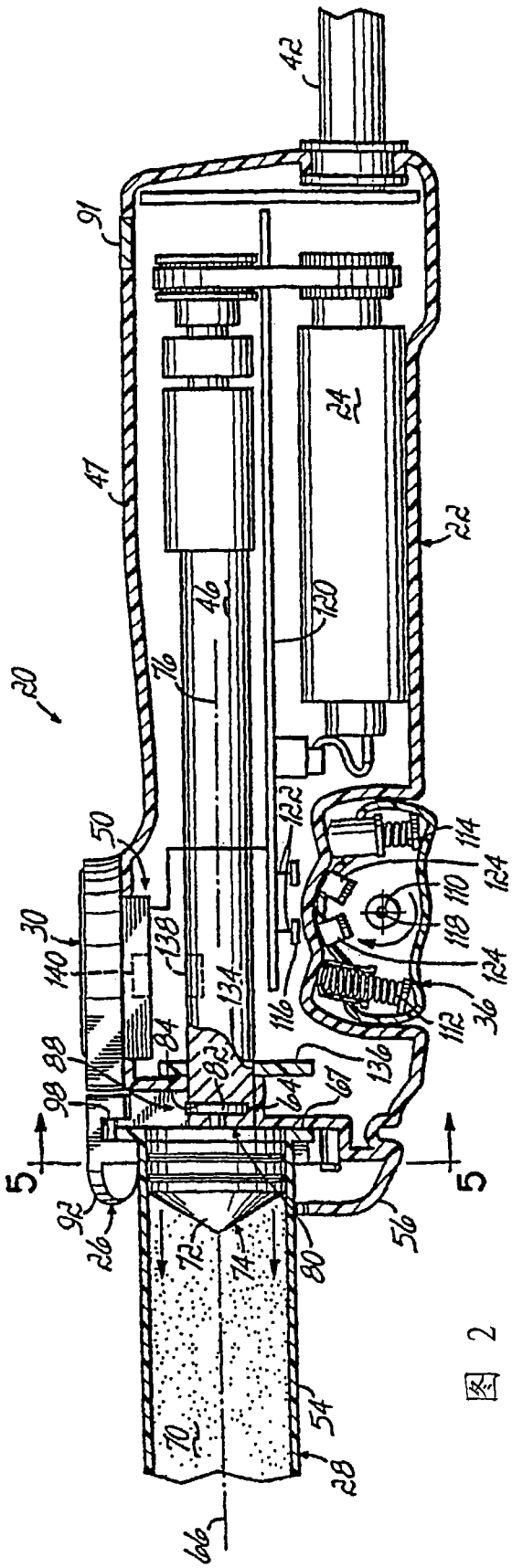


图 2

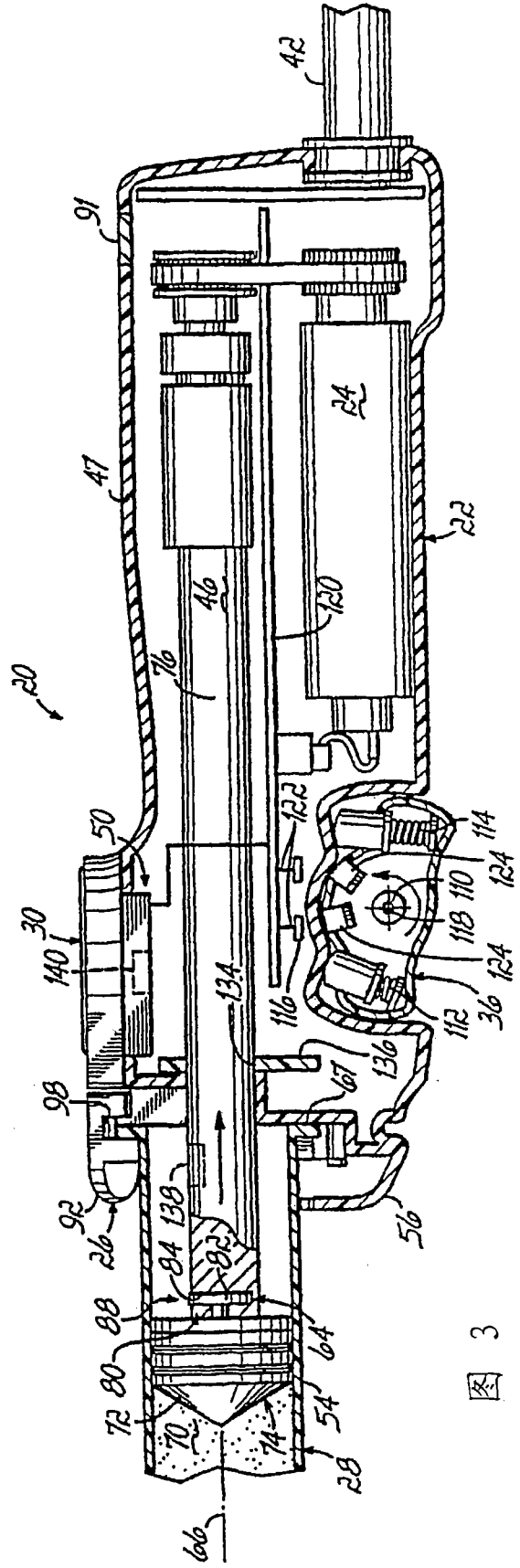


图 3

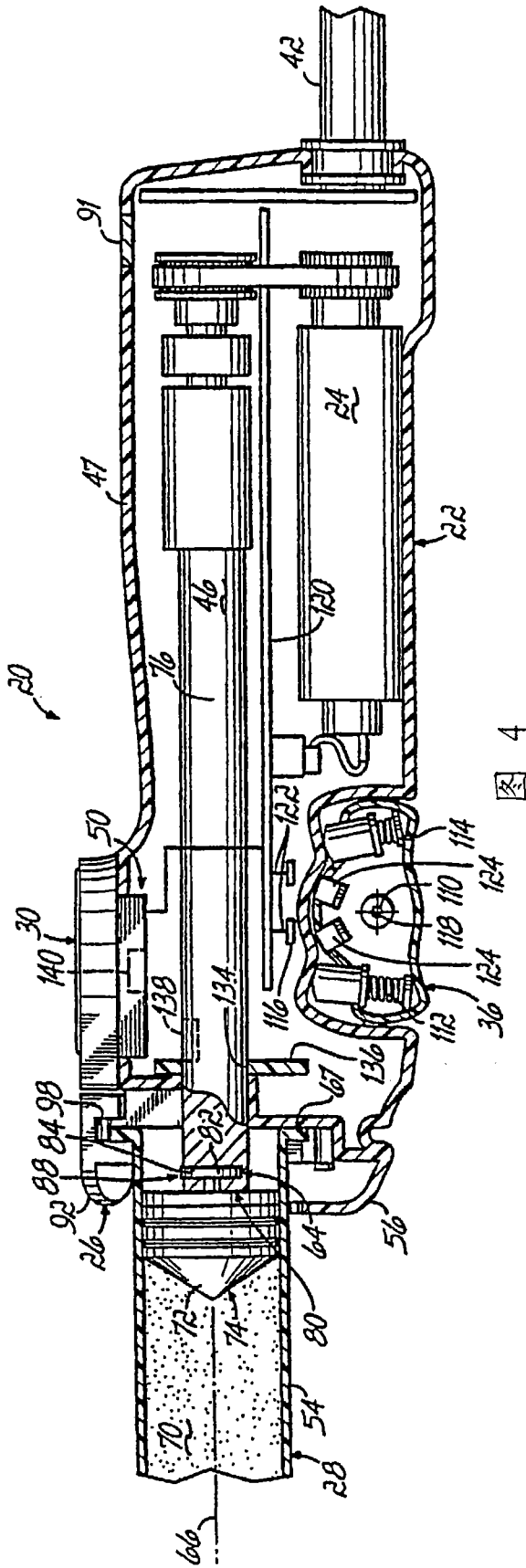


图 4

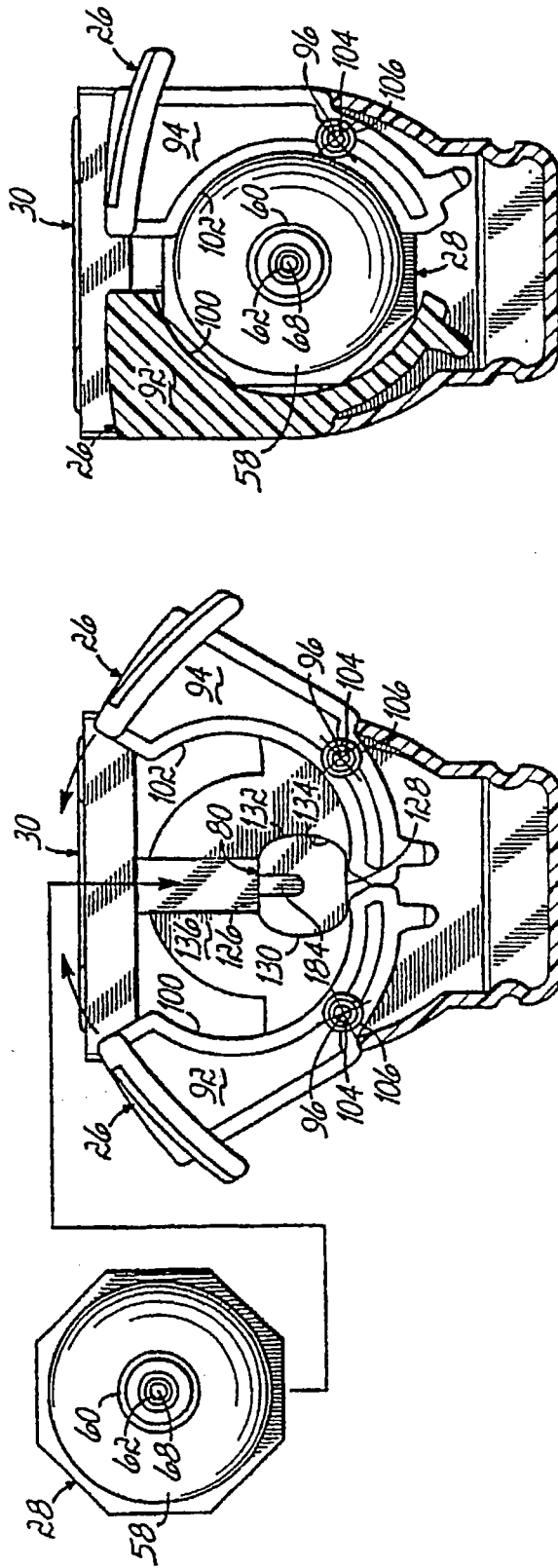


图 5

图 6

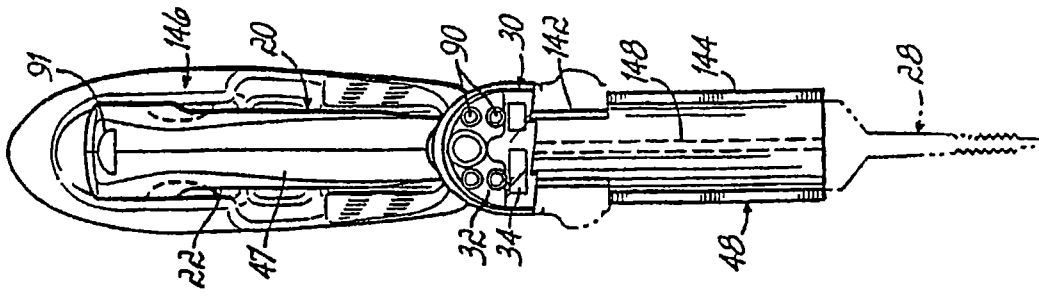


图 8A

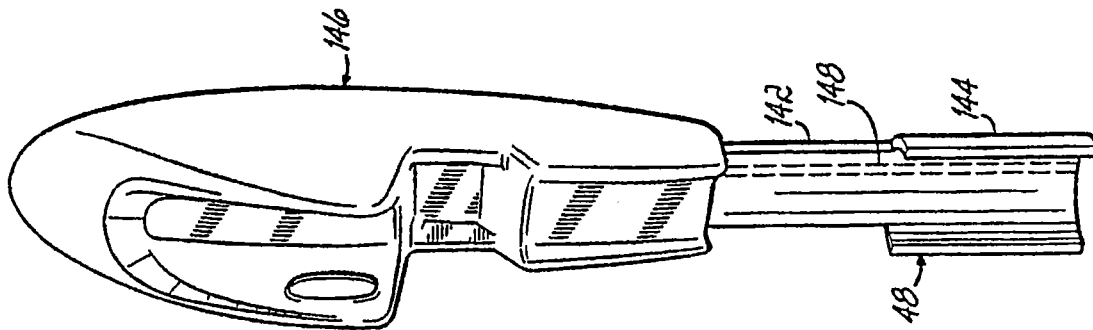


图 8

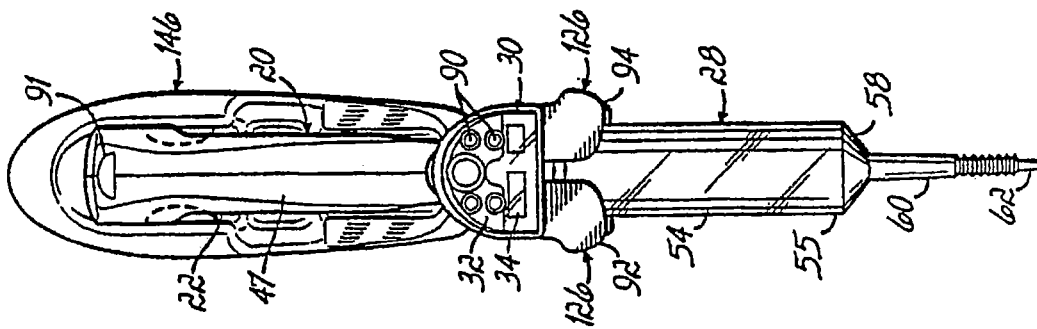


图 7A

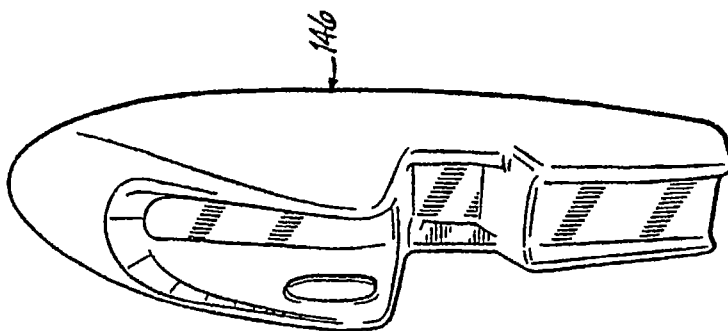


图 7

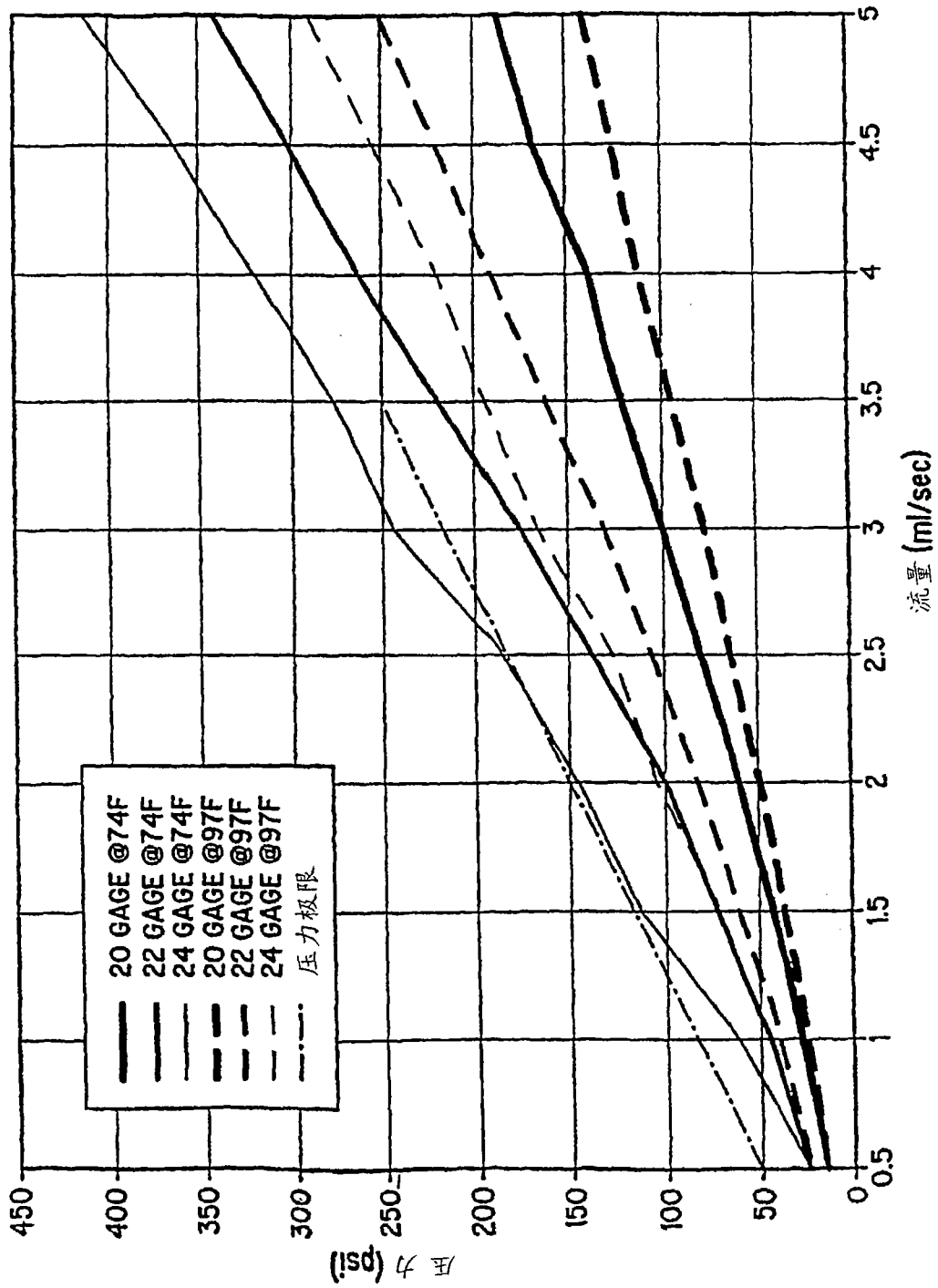


图 9

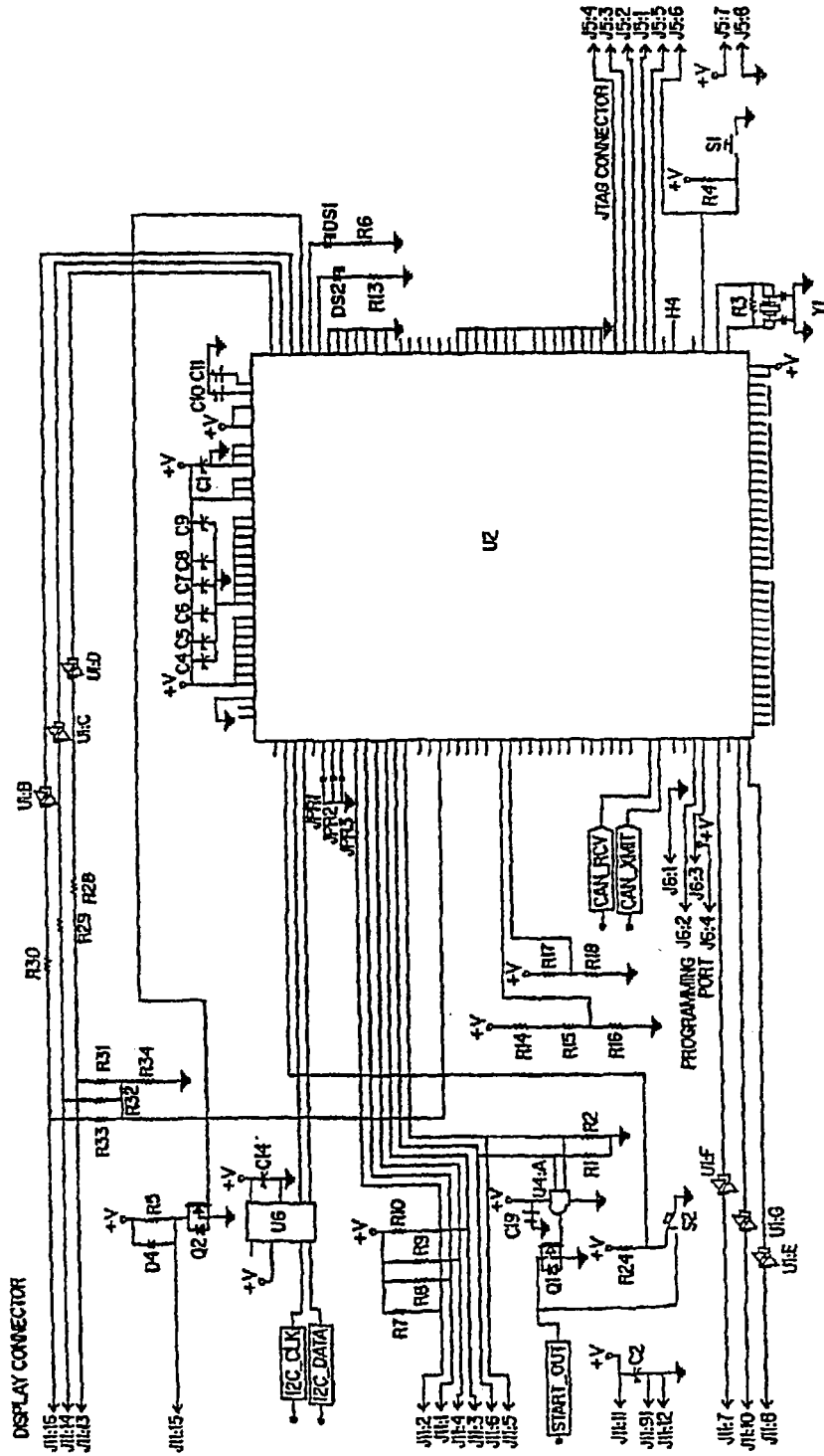


图 10

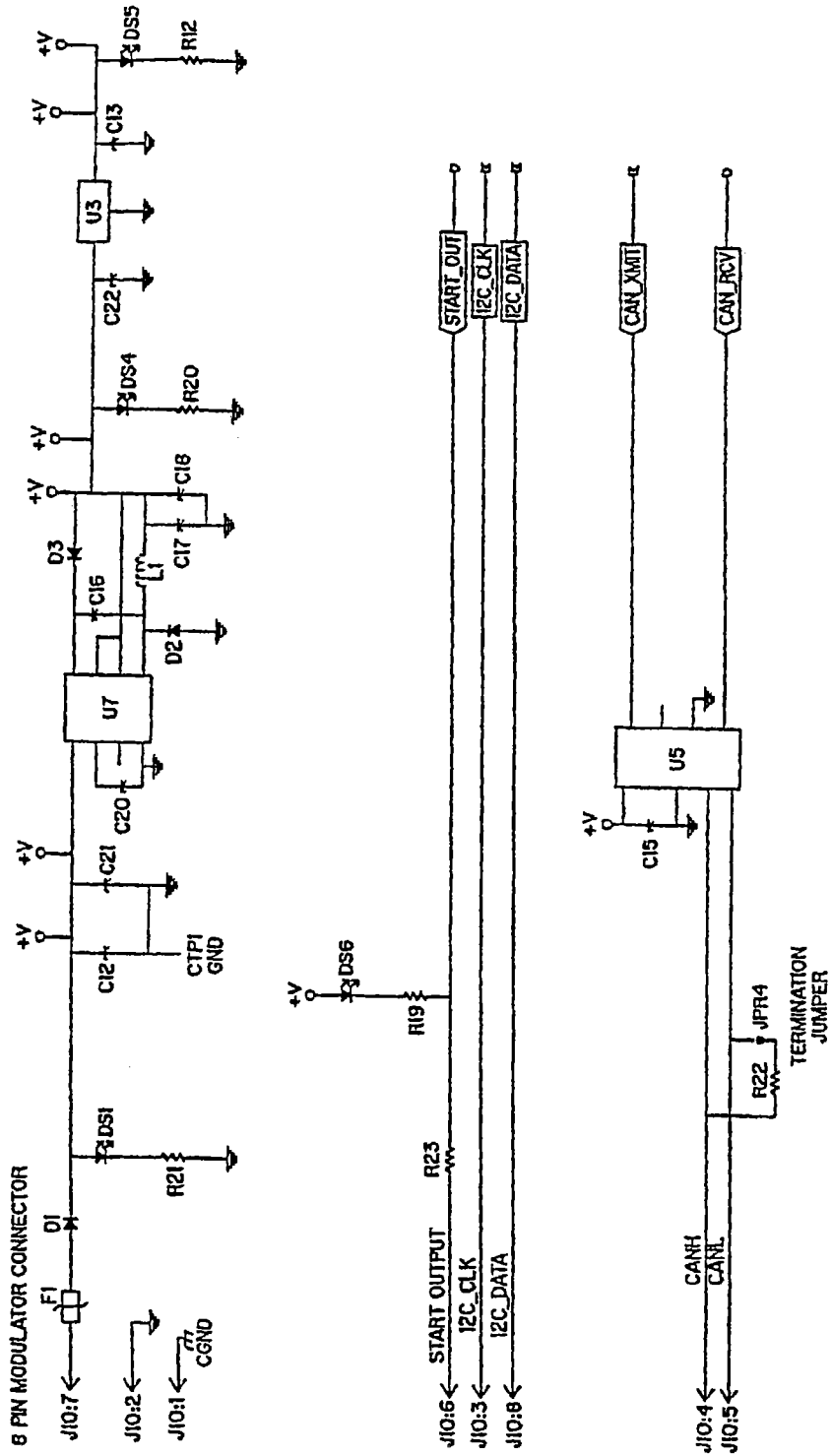


图 11

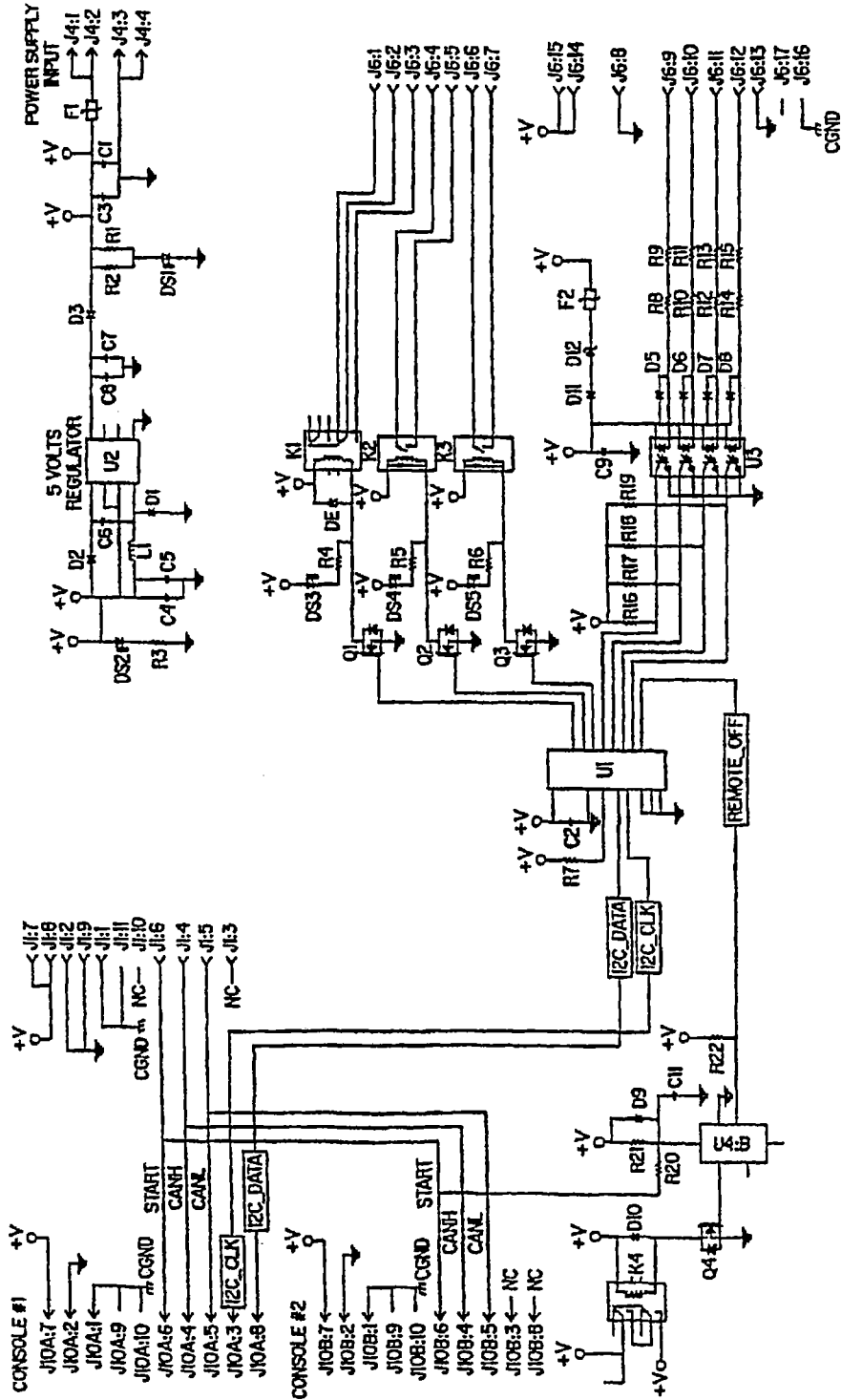


图 12