第19卷 第1期 浙江医科大学学报 Vol 19 No 1
1990年 JOURNAL OF ZHEJIANG MEDICAL UNIVERSITY 1990

WZ-50型微量注射泵总体设计

医学仪器实验厂 罗建明
药学系分析中心 曹令江

内容提要 本文介绍WZ-50型微量注射泵的工作原理和系统的主要部件设计，并对报警停机系统及电子控制部分作较为详细的叙述。该泵的研制成功解决了临床上微量、长时间恒速给药的难题。

关 键 词 微量注射/仪器和设备

近年来，由于对人体代谢的观察研究，血流动力学的床边监测、血管扩张药和正性肌力药物得到了更多的应用，但在应用这些药物时要求输液流量非常准确，尤其是输注多巴胺，当用量在5μg/kg/min以下时起血管扩张作用，用量在15μg/kg/min以上时则起血管收缩作用，用量不同其效应可以完全相反。因此，在上述需高精度的微量输液场合，国外都已采用微量注射泵（microinfusion pump），这种泵调速范围广（可从0.1ml/h～150ml/h，每挡0.1ml），速度稳定。我们从1987年开始研制微量注射泵并已获得国家专利申请号。研制微量注射泵的目的是为临床提供一种微量、恒定的输液手段。常用挂瓶法及各种蠕动泵，不是由于流量和阻力有关，就是由于输液精度不高而不能入选。为此，我们采用高精度推进系统，推动50ml一次性塑料针筒，来实现精确的微量输液。只要推进器的推进速度不受阻力影响，其流量不会因输液阻力的变化而改变，它就能成为一种理想的定容型输液泵。具体设计如下（图1）。

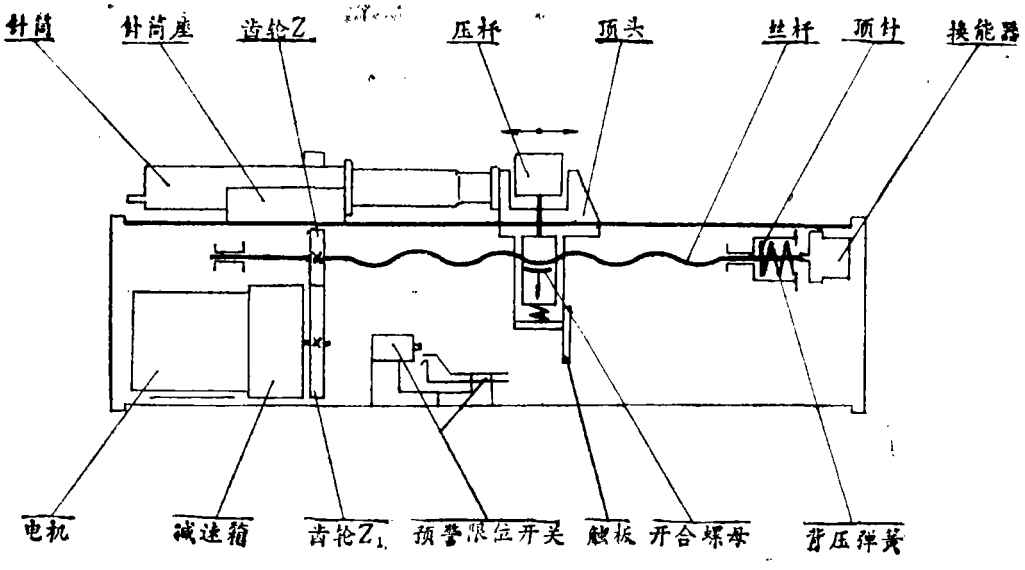

图1 机械总体示意图

1 微量推进系统的设计

我厂设计并制造的ZCZ-50型自动注入/抽取机中所采用的是交流伺服电机（浙江医科大学学报 1986;15（2）：65），交流伺服电机虽然具有驱动电路简单的优点，但由于恒速电路复杂和调速范围小而不能适用于本机的驱动。例如国外微量注射泵的流量调节范围为0.1ml/h～150ml/h（每级0.1ml/h），因此要求最大调速比为

$$i_{max}=\frac{150}{0.1}=1500$$

设以伺服电机为传动电机，则最大流量时电机转速应达4000r/min，当使用最低流量时应为2.7r/min左右，众所周知如果不采用机械变速装置，伺服电机就无法在这样低速状态下正常工作。为此，我们采用步进电机作为该泵动力源。步进电机是脉冲电机，其优点是在转速大幅度变化下，其力矩变化没有交直流伺服电机大，并且当其转速趋于零时，其转矩趋于最大值，更重要的是在其所达到的驱动力矩范围内，电机的转速不因负载的变化而改变，由于步进电机能达到很低的转速，因此可得到很大的调速比。当然，步进电机作为驱动源来讲也有其缺点，这种电机转轴在低速情况下呈步进状，在系统设计中，我们采用了下述方法予以克服。首先，电路采用三相六拍分配方式，此时步距角较小，为1.5°；其次是提高电机起调点的转速，使脉冲下沿时所造成的转轴停顿时间尽可能地缩短，然后再在电机轴后加上减速器（$i=50$），将速度降下来。实践表明，采用这些措施后，效果很好。微推进系统的工作原理见图1。步进电机的动力经减速箱及末端传动齿轮Z_1、Z_2传递给丝杆，再由丝杆带动与顶头相连的开合螺母，从而使电机轴的旋转运动转变为顶头的直线运动，移动的顶头推动固定在机上的针筒，即达到自动注射的目的。改变电机的驱动频率即可得到各种不同的输液速度。

2 报警系统

在使用血管活性药物时，由各种原因引起的给药暂停现象，对正在急救中的病人来讲都是十分危险的。因此在微量注射泵中设计完善可靠的安全报警系统是很重要的。在WZ-50型微量注射泵中，我们设置了下列三种报警装置。

2.1 注射完毕的停机报警 本系统在顶头下方设置一触板，见图1，当顶头推动针筒柱塞移动至下死点时，触板正好与限位开关接触，此时开关切断电机电源，并接通报警电路，发出声、光报警信号，其信号均为连续型。

2.2 注射完毕前预警 如果等停机后医务人员再做配药、换针筒等工作，将导致停药时间过长，为能发出预警信号，以缩短停药时间，我们在限位开关前设置预警开关触片，触片上有一平台，其宽度等于针筒上2ml刻度的长度，触板在平台上移动的这段时间即为预警期，此时预警开关始终接通预警电路，直到触板接触到限位开关为止。预警信号电源由电机A、B、C三相输入端中任一端经限流电阻后获得，因此其信号为间断型，以区别于停机报警信号。

2.3 超载报警机构 当顶头由于各种原因受阻时（如针头堵塞、针筒卡死等），为能及时排除障碍，避免停机，而设置超载保险报警机构（图1）。本设计中，在丝杆的轴向，即顶头受力方向的轴承后座中设置一顶针，背压弹簧及换能器。工作时当顶头推力因某种原因增加至12kg时，背压弹簧开始压缩，顶针在丝杆轴向力的作用下作微量位移，这一微量的机械位移通过换能器放大后切断电机电源，接通声、光报警电路。该换能器是一只杠杆式位移放大器，顶针顶尖，即主动点设在杠杆短臂端点，而在从动点，即长臂端点设置一只微动开关，当顶头超载时，顶针在主动点的微量位移，经杠杆放大后驱动从动点的微动开关，引起停机报警，二臂的长度之比越大，其灵敏度越高。此外，

本机在顶头受到12kg的正压力时是否能报警停机，关键在于背压弹簧的设计，弹簧尺寸及热处理的一致性也是很重要的。我们在查阅弹簧设计手册设计计算时，应取弹簧所需的最小工作负荷P_A等于被查弹簧的最大工作负荷P_n，并且由于该弹簧在实际使用中受变负荷作用次数较少，故可按Ⅲ类选取，这样即可得到比较理想的小尺寸安全弹簧。

3 注射器装夹系统

针筒固定器如图2所示。它由针筒座、拉杆、弹簧、压块等组成。由于这样设计的压块具有弹性，可适应管径有一定误差的玻璃针筒。为了避免注射时针筒在顶头顶力的作用下沿半圆槽径向向上抬起，拉杆滑柱部分h按下式设计：

$$h = 2\mu L$$

式中：μ为摩擦系数，L为拉杆轴线到压块受力点的垂直距离。

这种压块具有弹性及能自锁的针筒夹，使用方便而可靠。

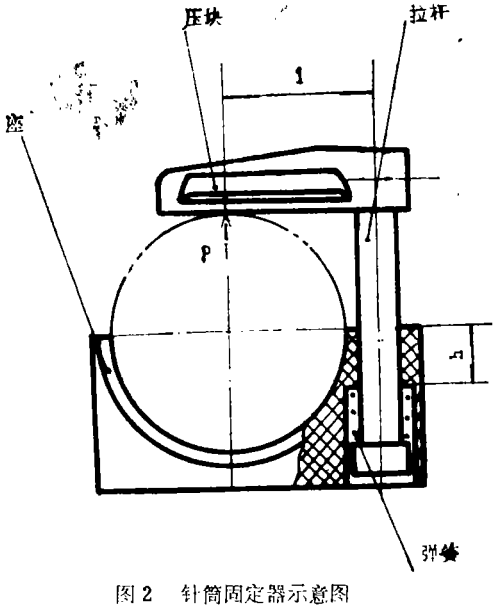

图2 针筒固定器示意图

此外本装夹还有顶头手动回退装置，将已运动到下死点的顶头快速退回到起始点，以准备下一次注射。

4 控制电路设计原理

电控及驱动电路原理见图3，它由三位拨盘式开关控制脉冲发生器、三相六拍分配器，及驱动、报警等电路组成。

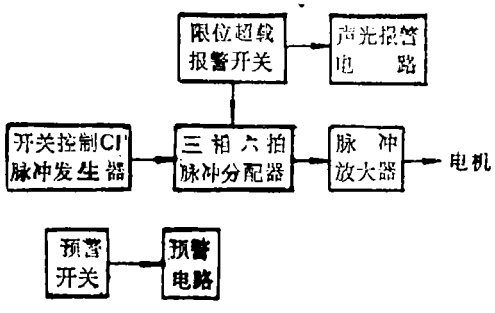

图3 电路方框图

4.1 三位拨盘式开关控制CP脉冲发生器输液流量的调节是通过改变电机的驱动频率获得的。本电路的脉冲发生器由CO36 4×2输入端与非门组成，由可调多谐振荡器产生CP脉冲，这种调速电路造价低，可靠性好。

4.2 三相六拍分配器 该分配器由CH250 CMOS集成电路担任，为使步进电机运转平稳，采用三相六拍分配方式，步距角为1.5°。

4.3 电机驱动电路 由于CH250的输出电流为200～400μA，工作电压12V，而步进电机驱动电流为0.2A，电压为24V，故在电路中加二级放大电路，前级采用射极跟随器以提高驱动电路输入阻抗，第二级采用共发电路，使输出电压达到24V的开关电压。

（1988年9月2日收稿，1989年6月16日修回）