

WS1—21型微量输液泵的设计

医学仪器实验厂 罗建明

一、引言

随着电生理学,特别是心肌单细胞电生理学,神经生理学,及药理学等学科的发展,多种实验工作均需进行微量灌流、注射等。国内目前供应的输液泵相对来讲都是大流量的,不适应微量灌流的要求,故有必要设计一种结构小巧、使用方便、造价低廉的小型输液泵。

二、总体设计

1. 工作原理:

对于输液泵来讲,可采用的形式很多,但多数泵(如活塞式、叶片式、齿轮式等),在工作时都会产生油污现象,并且对泵的制造精度要求也较高。用上述泵在实验室灌输液体是不合适的,因此我们设计了转子滚压式输液泵(即蠕动泵)。

该泵的工作原理是:由一只SD型微型交流伺服电机作为动力,这种电机自带减速器,输出轴转速 $n = 9 \text{ rpm}$,由它来驱动一只同轴的转子,转子上均布三只滚轮,转子外有一同轴的固定套(图1中之4)并在套与滚轮间安一条硅胶管(图1中之5),当电机按逆时针方向驱动转子转动时,轮2从A点进入工作曲面,将胶管压扁,这时管子的横断面形成一挤压线(见图1 E—E剖面),挤压线将胶管隔成互不相通的二段,轮2前段为液体送出段,后段为液体输入段,转子旋转随着挤压线沿A—B曲面的移动,输出段中的液体即向管子出口方向流动,而后段管内由于胶管的弹性复原,故和大气间形成了一定的压力差,即有:

$$P_E < P_D$$

P_E —管中压力

P_D —大气压

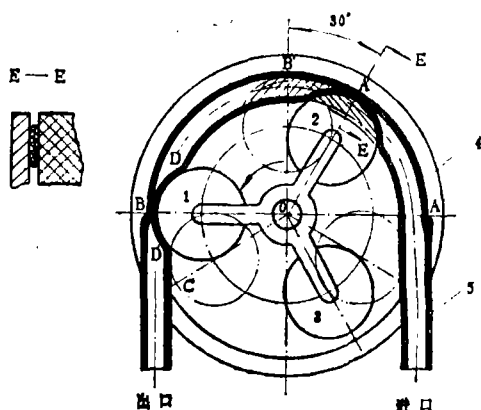


图1 WS 1—21输液泵工作示意图

这样容器内的液体借助大气压,进入安在容器内的胶管输入端中,从而填补了输出段已输出的液体曾占有的空间,由于转子不停地旋转,三个滚轮作交替循环滚压,故可将液体从容器中连续不断地输送到实验所需要的地方去。采用这种结构的泵,有着良好的防污性,使用也很方便,并具有良好的经济效果。

2. 计算理论流量:

(一)滚轮工作滚压中心角:滚轮的工作滚压中心角 α ,理论上讲是三只滚轮均分一周,故有:

$$\alpha = \frac{360^\circ}{Z} = \frac{360^\circ}{3} = 120^\circ$$

(Z—滚轮数)

但由于滚轮1转到B点时(图1),开始脱离胶管,故当胶管D—D'段,随着滚轮绕O轴的公转,渐渐复原,复原时管内产生

的空间必由轮2向前滚压的溶液来取代,因此轮1从开始脱离到完全脱离胶管这段时间,轮2向前滚压的液体,只是补偿了轮1脱离胶管,在管内所造成的空间,这一点我们从图中阴影部分可见(由于轮1与轮2压在胶管上所占体积相同,并轮1从B点开始到脱离胶管绕O点转过 30° ,故我们可将轮2旋转 30° 前后进行比较),两阴影部分基本相同,也就是说,当转子旋转 30° 后,轮2向前挤压的液体体积,基本上与轮1在脱离胶管时,管中所产生的空间相同,故在这段时间内,胶管的出口处无液体输出,当轮1以B点转过 30° 到达C点后,轮子即与胶管完全脱离,这时轮2向前挤压的液体才开始从输出口排出,因此液体是呈间断输出。这样,虽然轮1离开B点后,轮2在工作曲面所滚压的中心角 $a = 120^\circ$,但由于上面谈到,其中轮2开始绕O点转过的 30° 只是补偿了由于轮1离开胶管而产生的真空,故轮2实际滚压中心角 a' 为:

$$a' = a - 30^\circ = 120^\circ - 30^\circ = 90^\circ$$

(二)实际滚压曲面长度:按结构设计确定转子滚压半径 $R = 3\text{ cm}$, 即直径 $D = 6\text{ cm}$ 故曲面长度为:

$$L = \pi \cdot D \cdot \frac{a'}{360^\circ} = 3.14 \times 6 \times \frac{90^\circ}{360^\circ} = 4.71\text{ cm}$$

(三)通流截面积:胶管选用内径为 0.5 cm 的硅胶管,由于安装变形后,截面积有一定的损失,故选取相当直径为 $d = 0.46\text{ cm}$, 即得截面积为

$$A = \pi \frac{d^2}{4} = 3.14 \times \frac{(0.46)^2}{4} = 0.17\text{ cm}^2$$

(四)计算理论流量:

$$Q = A \cdot L \cdot n \cdot Z = 0.17 \times 4.71 \times 9 \times 3 = 0.021\text{ l/min}$$

式中:

n —电机转速 (rpm)

(五)计算流速:由于转子是匀速转动,故液体的流速在滚压时(即在每 90° 内)也是

匀速的, 即有:

$$v = L/t = L / \frac{60}{n \times 4} = 4.71 / \frac{60}{9 \times 4} = 2.8\text{ cm/S}$$

式中:

t —轮子滚过整个滚压角所需时间

以上计算出来的流量 Q 为理论值,事实上由于胶管在弯曲后变形不一,故通流截面积也不一,又如三只滚轮因制造上的误差,很难绝对同轴,故三轮压在胶管上的力就不均匀,从而可能会产生个别轮滚压线不全闭合现象,这样都会直接影响到本机流量的大小。

3. 流量调节装置:

本机在原设计时,只是根据我校个别实验所需流量,估算相应流量所构成的机子结构尺寸,而无流量调节系统。该机外销后,由于使用场合不一,单一流量的输液泵适应性较差,故考虑加上调速装置。要使泵能调速,一般讲都是控制电机的转速,需加一只调压器(或可控硅调速装置)用以改变电机的工作电压,从而改变电机的转速 n ,这时流量 Q 也随之改变,由下式可知:

$$Q = A \cdot L \cdot n \cdot Z$$

采用这种方案,不但体积和重量将大大增加,而且造价也将提高,然而这二点正是原设计的最大优点,为了使该机既能保留其特长,又能完善其性能,故设计一种机械调速装置。

在一般情况下的流量公式还可写成如下形式:

$$Q = v \cdot A$$

从上式可看出,当胶管截面积 A ,及管中负压 P_g (即管内压与大气压间的压差)不变时,如改变管中局部阻力系数 ζ ,即改变局部压力损失,流速 v 就会发生变化,这样流量 Q 也随之改变。

局部压力损失的表达式为:

$$\Delta P_g = \zeta \frac{v^2}{2g} r \quad (1)$$

文 摘

荧光素钠试验对成人结核性脑膜炎的诊断价值

附属第一医院肺科 黄文礼等：实用内科杂志 2(5):247, 1982

本文报告成人结核性脑膜炎与各种不同疾病 106 人及正常 2 人的荧光素钠试验，其方法是用 10% 荧光素钠，每安瓿 5 ml 肌肉注射（6 例肌注 10 ml），2 小时后抽取脑脊液，在黑纸板前（紫外线灯）与标准比色管进行比色。结果 58 例结核性脑膜炎行荧光素钠试验 44 例阳性（15 例 +，15 例 ++，14 例 +++），3 例可疑阳性，11 例阴性。另选各种疾病如病毒性脑膜炎、流脑、乙脑、颅内肿瘤、脑型血吸虫病和各型肺结核病等 48 例，及正常人 2 例为对照，除 1 例流脑弱阳

性外，其余 49 例均阴性，故本试验有助于结核性脑膜炎的诊断。21 例结核性脑膜炎患者，在抗结核药治疗前后，进行荧光素钠试验观察，发现其脑脊液中的变化与临床症状的改变、脑脊液细胞数和生化数值的升降均一致。

本文就不同药物剂量进行观察，认为 10% 荧光素钠 5 ml 为宜，如阴性临床上仍有高度结核性脑膜炎可疑，则可考虑用 10 ml。总之，荧光素钠试验方法简便，剂量适当无不良反应，对成人结核性脑膜炎的诊断与预后的观察有一定的价值。

式中 ζ 为局部阻力系数，各种产生局部压力损失元件的局部阻力系数都是测量出来的，只要测出局部压力损失 ΔP_j ，流量 Q ，流速 v ，重度 r ，就可以计算出 ζ

$$\zeta = \frac{\Delta P_j}{v^2 / 2g \cdot r} \quad (2)$$

局部阻力系数的实验装置如图 2

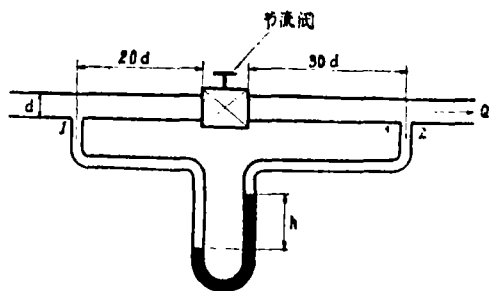


图 2 局部阻力系数实验原理图

在上实验中改变节流阀的通流直径，可看到 h 值也随之改变，即在 1、2 两端产生压差，这时的压力损失为：

$$\Delta P_j = P_1 - P_2 = h (r_{Hg} - r)$$

式中： r_{Hg} 水银重度

将上式代入 (2) 式得：

$$\zeta = \frac{2gh(r_{Hg} - r)}{v^2 r} \quad (3)$$

上式也可写成

$$v = \sqrt{\frac{2gh(r_{Hg} - r)}{\zeta r}} \quad (4)$$

从上式可知，流速 v 与局部阻力系数 ζ 的平方根成反比，又从 (2) 式得， ζ 与 ΔP_j 成正比，而 ΔP 却决定于节流阀的通流直径，直径越小则压力损失越大。

鉴于上述原理，我们在胶管输入端设置了一只节流阀，用它来增减系统中的压力损失，以此改变流速 v ，从而达到控制流量的目的。

三、结 语

采用上述方案设计的 WS 1—21 型微量输液泵已小批量试销，经试用后表明机子性能良好，且具有体积小、重量轻、造价低等优点，适合在各种场合进行液体输送（对硅胶管有腐蚀的溶液除外）。