

文章编号 1004-924X(2006)04-0001-04

一种压电式精密输液微泵的试验研究

刘国君,程光明,杨志刚

(吉林大学 机械科学与工程学院,吉林 长春 130025)

摘要:提出了一种用于精密输液的压电驱动式微型泵,该泵在结构、原理上均有别于传统泵。在实验室中设计、制作了实验样机,同时为取得控制流体精密输送的方法与规律,自行设计、制作了专用电源。通过系统的实验测试和研究进一步验证:压电驱动式微泵性能稳定、能够实现流体的精密输送、且适于微型化,可为研发具有实用意义的精密输液微泵提供有益借鉴。

关键词:压电;微泵;精密输液

中图分类号:TN384;R197.39 **文献标识码:**A

Experimental research on a piezoelectric micro-pump for precision pumping

LIU Guo-jun, CHENG Guang-ming, YANG Zhi-gang

(Mechanical Science and Engineering Institute, Jilin University, Changchun 130025, China)

Abstract: A piezoelectric micro-pump in working principle and configuration different from the conventional pump was presented for pumping minutely in medicine. The pump prototype was designed and manufactured in laboratory, and a special power supply was made in order to obtain the method and rule for controlling precision pumping. By the systemic experimental research, it is concluded that the micro-pump has a stable work performance and precision pumping property, and is suitable for the micro-miniaturization. It can provide a useful reference for the development of micro-pump in practice and precision.

Key words: piezoelectric; micro-pump; precision pumping

1 引言

近年来微流体动力学方面的研发(包括微泵、微阀、混合器、反应器、分离器等)越来越受到各国学者的关注。早在 1999 年,美国的一份研究报告就前瞻性地预见到微流体学每年将会有 30~45

亿美元的市场,并以每年 25%~35% 速度递增^[1]。特别是近 10 年来随着 MEMS 的迅猛发展,在生物、医药、太空探索及微电子器件的冷却等领域,以毫升、微升为量级单位的微流体输送越来越多地出现在众多的工程系统当中^[2],研发具有精密输液功能的微型泵更具有实用意义。

目前按国际常用的分类原则,微泵通常分成

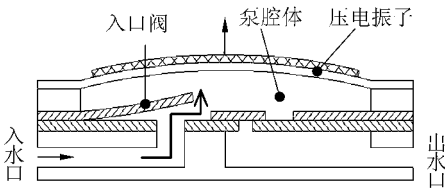
两大类:一类是容积泵,它是通过一个或多个运动边界对工作流体施以压力;另一类是动力泵,它是通过增加工作流体的动量(如离心泵),或直接增大其压力的方式连续不间断地将能量输送给流体(如电渗泵或电液动力泵)^[2]。以压电晶片驱动、静电驱动以及形状记忆合金驱动式微泵均属于容积泵之列。

随着新技术、新材料的不断涌现,微泵的制造工艺也在发生巨大的变化。刻蚀技术、精密加工技术、LIGA 技术等如今已广为使用。早期在实验室内制作样机常用的硅如今已正被塑料材质所取代,利用铸塑、热模压印等方法制成的塑料微装置或聚合物的微电子器件比硅质更具成本优势^[1]。

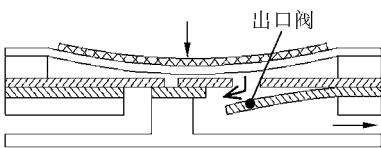
基于当今微型泵的研发现状,文中选用压电驱动方式,采用目前普遍被看好的膜片驱动式结构,设计、制作了可用于精密输液的微型泵,并进行了较为系统的试验测试。

2 压电驱动式微泵的工作原理^[3]

图 1 为压电驱动式微泵的工作原理简图。工作时,压电振子(由压电晶片和金属基板复合而成)在交变电信号的作用下产生上、下弯曲振动,引起泵室内容积和压力的变化。当压电振子向上弯曲时,泵腔体积增大、腔内流体压力减小,这时



(a) 吸水状态
(a) Sucking state



(b) 排水状态
(b) Draining state

图 1 压电驱动式微型泵原理示意图

Fig. 1 Principle schematic of piezoelectric micro-pump

入口阀打开、出口阀关闭,流体向腔内流动;相反,压电振子向下弯曲时,泵腔体积减小、压力增加,入口阀关闭、出口阀打开,流体从泵腔内排出。这样压电泵在一个电信号脉冲过程中完成一个从泵吸水到排水完整的泵抽工作过程。

3 压电式微型泵的工作特性分析

3.1 理想状态下工作特性分析^[4-5]

根据前面所述的工作原理,属于容积泵的压电微泵,在完全理想的工作状态下,应满足泵的流量同频率成线性关系即:

$$Q = V \times f \times 60, \quad (1)$$

单冲程腔体容积变化量为:

$$V = \frac{3\pi}{64} g_{31} \epsilon_{33}^T \frac{d^3}{l^2} U, \quad (2)$$

理想状态下微泵的输出压力为:

$$P(U) = \frac{12d_{31} \pi Y_{11}^D}{4.5g_{31}^2 \epsilon_{33}^T \pi Y_{11}^D + 1} \cdot \frac{t}{d^2} U, \quad (3)$$

其中: g_{31} —压电常数;

ϵ_{33}^T —介电常数;

d —压电晶片直径;

t —压电晶片厚度;

U —电压;

Y_{11}^D —压电晶片的弹性模量。

3.2 微泵实际工作特性分析^[6]

作为一个较完整的系统,压电式微泵的工作性能同压电晶片的压电性能、阀片的振动响应特性、泵体的结构、腔体容积的大小、管道的布置等很多因素有关,实际工作中压电泵的流量并不同频率成线性关系。下面以图 2 的容积泵的工作模型简图分析压电微泵的实际工作特性。

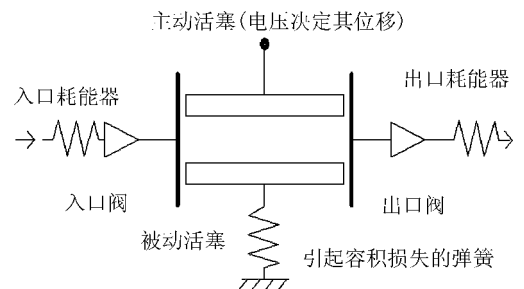


图 2 压电泵工作模型简图

Fig. 2 Work model diagram of piezoelectric pump

这里压电振子用两个刚性的活塞所代替。它的上层活塞承受外加电压施于压电振子所引起的静变形,另一个活塞同一个弹簧相连接由腔体内流体压力来控制,这样上层活塞要考虑由于压电效应所造成的应变,而下层活塞则要考虑除压电振子外其他因素的综合影响。同其他的微流量系统一样,微型压电泵的入口和出口以及管路的接口等部分可看作一个耗能器,流经此处的压力损失同流速是成正比的。基于上面所建模型可以得出以下的公式:

$$\frac{V_p(t)}{S} = \frac{S \times p(t)}{k}, \quad (4)$$

其中: k —弹簧弹性系数;

t —电信号脉冲起始测量时间

S —同液体接触的圆盘面积

$p(t)$ —泵腔内压力

$V_p(t)$ —由于腔内压力导致的容积损失

$$V_p(t) = V_0(t) - V(t)$$

$V_0(t)$ —在 $t=0$ 到 t 时间内,泵体通过的容积(假设 $p(t)=0$)

$V(t)$ —在 $t=0$ 到 t 时间内,泵体通过的实际容积(压电片和腔内的压力多种因素作用下的实际容积)

分析上面的模型(假设阀的通流系数等于 1,管路及接头阻力和摩擦系数为 0)不难发现:当与从动活塞相连接的弹簧,其弹性系数在趋于无穷大时,可视为将从动活塞固定,这时可得最大的流量。其最大值为 $2V_{om}$ (其中 $V_{om}—V_0(t)$ 最大值; f —工作频率)。相反,当从动活塞动作引起的回流容积恰好等于主动活塞泵抽的容积时,流速将降为 0,这时 $p(t) = \frac{V_{om}k}{S^2}$ 。鉴于模型的线性化,连接两点的直线将代表压电泵理想的工作特性。当

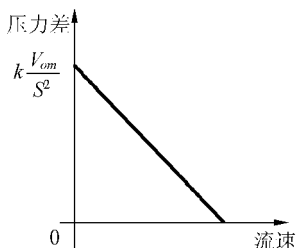


图 3 理想状态下压电泵的工作特性

Fig. 3 Work characteristic of PZT pump under ideal state

考虑阀等部件的影响因素时,实际工作点应落在理论工作特性的三角区域之内。如图 3 所示。

4 压电驱动式微泵的设计和样机制作

4.1 微泵的设计^[7]

为了提高微泵的工作性能,常采用两腔串联或四腔串联结构的设计方案(如图 4 所示为两腔串联式微泵工作方式示意图)。在设计两腔串联泵的结构时,由最初的两腔四阀结构简化成两腔三阀结构,同时相邻两腔的工作方式采用交叉的工作模式,即:当一腔处于吸水状态时,另一腔正处于排水状态。

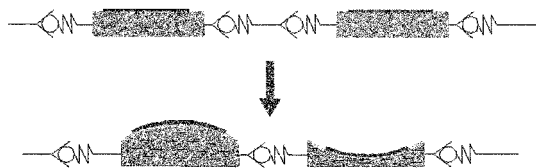


图 4 两腔串联式微泵工作方式示意图

Fig. 4 Working mode schematic drawing of micro-pump of 2 chambers in series

理论上多腔串联压电泵的输出压力 p 应为多个单腔泵输出压力 $p_1 \cdots p_n$ 之和,即:

$$p = p_1 + \cdots + p_n, \quad (5)$$

多腔体串联压电泵输出流量与多个腔体分别独立工作的流量的关系为:

$$Q = \sqrt{n} Q_1, \quad (6)$$

以上分析表明,采用串联结构压电泵,其输出压力(这里指零流量输出压力)和流量(这里指零输出压力条件下的流量)都将增加。特别是输出压力的大幅度增加将有效抑制由于输出端压力波动产生的干扰,保证较高的输出精度。

4.2 样机泵的制作

为实现体积小型化,在样机的制作中采用了选片技术^[8-9],即将整机在厚度方向有机分成若干薄层,各层独立加工成型,装配时层层选片组装而成。具体结构如图 5 所示。

泵体制作选用聚甲基丙烯酸甲酯(PMMA),阀片选用稳定性高、相容性好的钛合金制作,同时采用特制的粘胶粘接而成,取得了预期效果,制作完成的样机外形尺寸为 $45 \text{ mm} \times 20 \text{ mm} \times 3 \text{ mm}$ 。

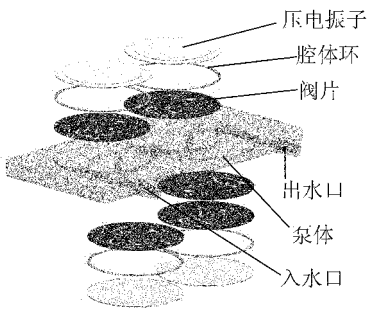


图 5 样机泵的装配三维爆炸效果图

Fig. 5 3-D assembly schematic drawing of micro-pump prototype

5 样机泵的性能测试

5.1 实验测试条件及测试项目

为了对样机泵进行系统的性能测试,设计制作了用于流量精确控制研究用的专用电源。电源输出信号为正弦波信号,工作电压为 36 V(P-P),工作频率 200 Hz,这为研究脉冲个数与流量之间的关系,取得控制胰岛素流量精度的方法与规律提供了友好界面和测试平台。所研发的专用电源照片如图 6 所示。分别对样机泵的电电压及频率特性、输出端压力—流量关系、输入信号脉冲个数—流量关系等进行了系统的实验研究。实验介质采用纯净水。

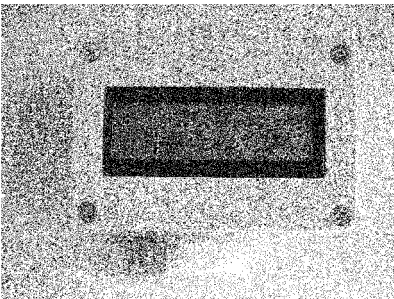


图 6 自制的实验用专用电源照片

Fig. 6 Photograph of self-design special power supply for the experiment test

5.2 样机泵测试结果

5.2.1 电压—输出压力特性曲线

分析图 7 中曲线可知:工作频率一定时(200 Hz),工作电压在近 10 V 时,样机泵开始微量出流。随着电压的不断增大,输出压力也在加大,超过 20 V 后电压同输出端压力是近似成线性关系

的,这基本符合前面分析的在理想状态下输出压力同电压成线性关系的结论(公式 3)。

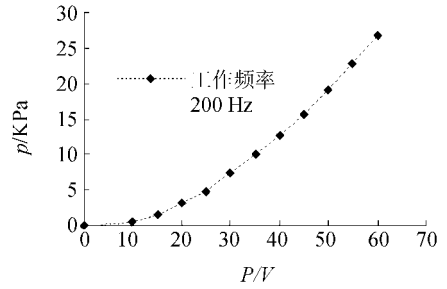


图 7 电压-输出压力特性曲线

Fig. 7 Relation of voltage and output pressure

5.2.2 频率—流量特性曲线

微泵的输出流量随工作频率的变化波动很大,分析图 8 可知,当工作频率约为 170 Hz 时,流量达到最大值,之后随着频率的增大,流量不断减小。实验数据也验证了:在一个复杂的系统当中,流量并不同频率大小成线性关系。

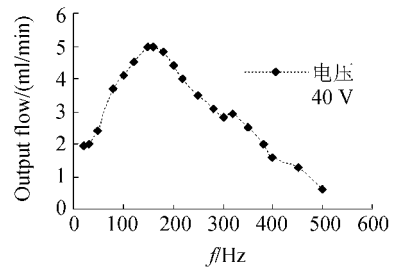


图 8 频率-流量特性曲线

Fig. 8 Relation of frequency and output flow

5.2.3 输出端背压—流量特性曲线

分析图 9 中曲线的的数据可知:流量同输出端背压成较好的线性递减关系。无论是两腔串联还是四腔串联泵,测试的结果均符合前面对压电泵实际工作特性分析所得的结论。另外,分析测试数据也不难得出,四腔泵的工作性能明显高于两腔泵的工作性能。

5.2.4 输出流量—脉冲数关系曲线

分析前面实验测试中样机的工作性能,该泵已具有较强的泵送能力,然而真正衡量其是否可用于精密输液标准是能否实现流量的精确控制。通过对样机泵的更精细的性能测试发现,输出药物的容积量同脉冲的个数是成较好的线性关系

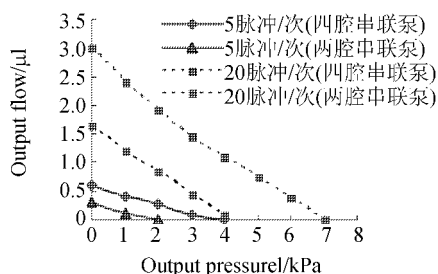


图 9 输出端背压-流量特性曲线

Fig. 9 Relation of output pressure and output flow

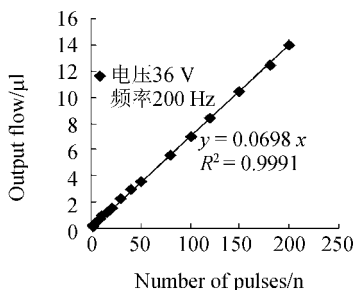


图 10 脉冲个数同输出量的关系曲线

Fig. 10 Relation of pulse number and output flow

的。如图 10 所示,压电泵的这一特性为其应用到如医药、化工等需要流量精确控制的领域提供了技术支持和保障。在需要流量精确控制时,通过

调整输入信号的脉冲数就可以精确控制输出流量。通过测试目前压电微泵流量的最小分辨量为 7×10^{-5} ml。若适当调节电压或采用更微小的压电振子,胰岛素泵的流量精确控制能力还能够大幅度提高。这也充分证实了用压电驱动原理构造精密输液微泵具有可行性。

6 结 论

(1)采用压电驱动方式设计精密输液用微型泵具有可行性。

(2)采用多腔串联式结构可以较大幅度提高微泵的工作性能,有效抑制由于输出端压力变动造成的对流量和输出精度的干扰。

(3)通过实验测试验证了压电驱动式微泵具有流量可精确控制的优势,为需要微流量精确控制的化工、生物、医药等领域提供友好的接口。

(4)在样机设计、制作过程中所采用的迭片技术及设计、装配方案为在实验室内研发其他微小驱动器提供了可借鉴思路。

7 致 谢

感谢科技部 MEMS 专家组的各方面支持;感谢链传动研究所杨志刚所长的大力支持。

参考文献:

- [1] TRUNG N, HUANG X, CHUAN T K. MEMS-micropumps: A review[J]. *Journal of Fluids Engineering*, 2002, 124(2): 384-392.
- [2] LASER D J, SANTIAGO J G. A review of micropumps[J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2004, 14(6): 35-64.
- [3] 程光明, 刘国君, 杨志刚. 基于悬臂梁阀的微型压电泵的实验研究[J]. *机械科学与技术*, 2005, 24(10): 1181-1221.
- [4] SPENCER W J, WAYNE T, CORBETT L R. An electronically controlled piezoelectric insulin pump and valves[J]. *Transactions on Sonics and Ultrasonics*, 1978, 25(3): 153-156.
- [5] 阚君武, 杨志刚, 唐可洪. 新结构药品输送压电泵的泵送特性[J]. *生物医学工程学杂志*, 2004, 21(2): 297-301.
- [6] ACCOTO D, CARROZZA M C, DARIO P. Modelling of micropumps using unimorph piezoelectric actuator and ball valves[J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2000, 10(3): 277-281.
- [7] 阚君武, 杨志刚, 刘品宽. 两腔体串联压电驱动微型泵的输出特性[J]. *哈尔滨工业大学学报*, 2004, 36(10): 1347-1350.
- [8] TRUONG T Q. A polymeric piezoelectric micropump based on lamination technology [J]. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 2004, 14(6): 632-638.
- [9] 刘国君, 程光明, 杨志刚. 微型压电泵的实验研究[J]. *仪器仪表学报*, 2006, 27(4): 336-340.

作者简介:刘国君(1972—),男,博士研究生,讲师,研究方向为压电驱动与控制技术的研究及其驱动器的开发。E-mail: lgjju@sohu.com