文章编号:1004-2474(2024)02-0273-07

DOI:10. 11977/j. issn. 1004-2474. 2024. 02. 024

基于液压放大的压电微动平台设计与试验

许有熊1,庄广锋2,陈星宇2,李恭乐2

(1. 南京工程学院 自动化学院,江苏 南京 211167; 2. 南京工程学院 机械工程学院,江苏 南京 211167)

摘 要:针对传统微动平台难以满足微/纳米定位的要求,该文结合液压放大原理,提出一种基于液压放大的两自由度压电微动平台,并对其进行了结构设计。采用正交设计方法对其进行有限元双向流固耦合分析,优化了其结构参数。研制了实物样机并进行试验研究。开环控制试验结果表明,当压电驱动器输入为 90 μ m 时,压电微动平台最大输出位移为 603.0 μ m,放大倍数约为 6.7;闭环控制试验结果表明,采用分段微分、积分、比例(PID)算法能降低超调量,且响应时间、稳态时间均减小,稳态误差降低(为±0.2 μ m),实现了微动平台的大范围输出精密定位。

关键词:微动平台;压电驱动器;液压放大;双向流固耦合;试验研究

中图分类号:TN384;TH137 文献标识码:A

Piezoelectric Micro-Motion Platform Based on Hydraulic Amplification

XU Youxiong¹, ZHUANG Guangfeng², CHEN Xingyu², LI Gongle²

(1. School of Automation, Nanjing Institute of Technology, Nanjing 211167, China;

2. School of Mechanical Engineering, Nanjing Institute of Technology, Nanjing 211167, China)

Abstract: In response to the difficulty of traditional micro-motion platforms in meeting the requirements of micro/nano positioning, a two degree-of-freedom piezoelectric micro-motion platform based on hydraulic amplification is proposed and its structural design is created. The orthogonal design method was used to analyze the bidirectional fluid-structure coupling and optimize its structural parameters. A physical prototype was developed and experimental research was conducted. The open-loop experimental results show that when a 90 μ m displacement is input into the piezoelectric actuator, the maximum displacement of the piezoelectric micro-motion platform is 603.0 μ m, and the magnification is approximately 6.7. The closed-loop control experimental results show that using a segmented PID algorithm can reduce the overshoot, shorten the response and steady-state times, and reduce the steady-state error to \pm 0.2 μ m. Thus, the micro-motion platform can realize precise large-scale positioning.

Key words: micro-motion platform; piezoelectric actuator; hydraulic amplification; bidirectional fluid-structure coupling; experimental research

0 引言

微动平台作为微定位系统的关键元件^[1],在精密加工制造、精密测量、生物工程、微操纵等领域已有广泛的应用,如航空航天中精密器件的制造^[2]、微位移自动化测量^[3]、细胞核注射和微生物研究^[4-5]及微探针扫描成像^[6]等。

Lin C J 等^[7]设计了一种两自由度微动平台, 该微动平台最大输出位移为 10 μm,定位精度为 0.1 μm。张圣贤等^[8]设计了一种三维并联压电微 动平台,x 方向最大位移为 26.0 μ m,y 方向最大位移为 25.9 μ m,位移分辨率为 6.5 nm。Choi K B 等 $[^{[9]}$ 设计了一种 x-y 微动平台,最大输出位移为 110 μ m,位移分辨率为 4 nm。陈攀等 $[^{[10]}$ 设计了一种三自由度压电微动平台,采用桥式放大机构对输入位移进行放大,在x 方向最大输出位移为 306.1 μ m,y 方向最大输出位移为 402.3 μ m,但控制精度存在不足。传统的微动平台位移输出范围与精度之间存在矛盾,主要是由于其放大机构及驱动机构存在

收稿日期:2023-11-17

基金项目:国家自然科学基金资助项目(52375292):江苏省研究生科研与实践创新计划基金资助项目(SICX23 1190)

作者简介:许有熊(1980-),男,福建省晋江市人,副教授,博士。

一定缺陷。目前压电陶瓷驱动器因具有体积小,不 发热,输出载荷大,位移分辨率高,响应速度快及位 移重复性好等特性[11-12]而被广泛应用于微动平台。

压电陶瓷输出位移较小,只有几微米到几十微米,严重限制了其应用场合,因此需要设计一种压电陶瓷驱动器的微位移放大装置。目前常见的微位移放大装置主要有采用柔性铰链机构的放大装置以及利用液压放大原理的放大装置[13-14]两种。但柔性铰链机构承受载荷较小、疲劳耐久性差,其加工精度对性能影响较大。将液压传动原理应用于微位移放大器中,不仅避免了上述柔性铰链机构的不足,还具有结构紧凑、配置灵活等优点。因此,本文提出一种基于液压放大的两自由度压电微动平台,并对其进行结构设计、双向流固耦合分析及控制试验等研究。

本文研制的微动平台在现实生活中应用较多, 如在光学稳像领域可用于补偿由于扰动引起的像 移,提高成像的稳定性和清晰度。在生物医疗领域 用于微操作和微手术,提高手术的准确性和效率。 在精密机械领域用于高精度测量和加工,提高产品 的质量和生产效率。

1 压电微动平台设计

1.1 工作原理

本文提出的基于液压放大的两自由度压电微动平台整体结构及 x 方向结构(x、y 方向结构相同)如图 1、2 所示。以 x 方向为例,当输入一定电压时,压电驱动器向外输出位移,推动大硬芯膜片挤压腔体内液压油,从而推动小硬芯膜片向外输出放大后的位移,在导轨模块作用下,推动动平台向 x

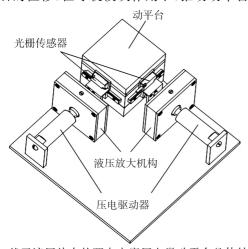


图 1 基于液压放大的两自由度压电微动平台整体结构图

运动平台模块 位移测量模块 液压放大模块

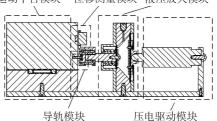


图 2 基于液压放大的两自由度压电微动平台 x 方向结构图 方向运动;同时光栅位移传感器实时检测其运动位移,并进行反馈控制,以提高动平台运动的精度,从而实现对压电驱动器输入位移的放大。当压电驱动器断电后,在复位弹簧的作用下,动平台向反方向运动,恢复原位置。

1.2 液压微位移放大结构

由于传统的液压放大装置存在摩擦、爬行及流体介质泄露等问题,因此,本文采用的硬芯膜片式液压微位移放大结构如图 3 所示。通过硬芯膜片的变形实现位移的输入及输出。当大硬芯膜片移动一定距离时,腔体内的流体受到挤压,从而推动小硬芯膜片向外输出位移。假设流体介质体积不变,小硬芯膜片处输出的位移大于大硬芯膜片处输入的位移,从而实现位移放大。

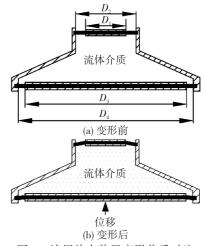


图 3 液压放大装置变形前后对比

本文采用硅橡胶膜片,产生的位移较小,其小硬芯膜片及大硬芯膜片的有效面积[15]分别为

$$A_1 \approx \pi (D_1^2 + D_1 D_2 + D_2^2) / 12 \tag{1}$$

$$A_2 \approx \pi (D_3^2 + D_3 D_4 + D_4^2) / 12 \tag{2}$$

式中: D_1 为小硬芯直径; D_2 为小膜片工作直径; D_3 为大硬芯直径; D_4 为大膜片工作直径。

根据液压放大原理,其理论位移放大比为 $k=A_2/A_1$ (3)

本文设计的放大机构 $D_1 = 14 \text{ mm}, D_2 = 20 \text{ mm}, D_3 = 50 \text{ mm}, D_4 = 56 \text{ mm}, 代人式(1) \sim (3)$ 可得 $k \approx 9.6$ 。

2 流固耦合分析

2.1 仿真模型

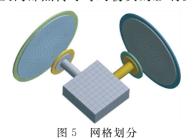
本文双向流固耦合仿真基于结构模块+Fluent模块+系统耦合,其流固耦合分析项目原理图如图4所示。在Fluent模块中进行流体场求解,获得流体场的压力;在结构模块进行固体场求解,获得固体变形数据。然后通过系统耦合完成流体与固体之间数据的交互传递。



图 4 流固耦合分析项目原理图

首先将三维模型简化成有限元模型并保存为.x_t格式导入ANSYS软件,其次在结构模块中需要将流体域抑制并进行网格划分、设置固定约束、流固耦合面及在大硬芯上模拟设置输入位移,固体域网格

划分如图 5 所示。同理,在 Fluent 模块中抑制固体域 并设置流固耦合面及壁面。由于在流体域进行网格 划分时采用不规则的四面体网格,因此,在设置动网 格时需采用 Smoothing 及 Remeshing 方法。考虑到 本次流固耦合仿真时间很短,因此忽略温度变化、 油液泄露及内部热传导等对仿真的影响。

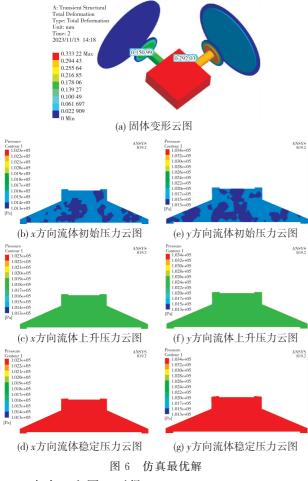


2.2 仿真结果分析

由于本文设计微动平台的输出位移受膜片厚度及硬芯直径等因素影响,为优化结构参数,采用正交试验设计法^[16],利用 ANSYS 软件对仿真对象进行双向流固耦合分析。当x方向的压电驱动器输入位移为 20 μ m,y 方向的压电驱动器输入位移为 40 μ m 时,其分析结果如表 1 所示,其中 K_i 为各因素水平实验值,R 为极差。仿真最优解如图 6 所示。

表 1 流固耦合正交分析表

序号		小膜片 厚度/mm	小硬芯 直径/mm	大硬芯 直径/mm	<i>x</i> 方向			у方向		
					输入 位移/μm	输出 位移/μm	放大比	输人 位移/μm	输出 位移/μm	放大比
	1	0.9	Ø14	Ø48	20	147.7	7.4	40	289.3	7. 2
	2	0.9	\emptyset 15	\emptyset 50	20	138.6	6.9	40	271.6	6.8
	3	0.9	\emptyset 16	\emptyset 52	20	127.5	6.4	40	245.2	6.1
	4	1.0	\emptyset 14	\emptyset 50	20	151.0	7.6	40	292.0	7.3
	5	1.0	\emptyset 15	\emptyset 52	20	135.5	6.8	40	273.9	6.8
	6	1.0	\emptyset 16	\emptyset 48	20	100.3	5.0	40	203.8	5.1
	7	1.1	\emptyset 14	\varnothing 52	20	148.9	7.4	40	292.0	7.3
	8	1.1	\emptyset 15	\emptyset 48	20	108.1	5.4	40	210.5	5.3
	9	1.1	\emptyset 16	Ø50	20	101.8	5. 1	40	202.8	5.1
<i>x</i> 方 向	K_1	413.8	447.6	356.1						
	K_{2}	386.8	382.2	391.4						
	K_3	358.8	329.6	411.9						
	R	55.0	118.0	55.8						
y 方 向	K_1	806.1	873.3	703.6						
	K_{2}	769.7	756.0	766.4						
	K_3	705.3	651.8	811.1						
	R	100.8	221.5	107.5						



由表1和图6可得:

1) x、y 方向输入位移成倍数关系,但输出位移 却不是严格的倍数关系,其原因是在进行有限元分 析时网格计算存在误差。

- 2) 通过对比 3 个因素的极差 R 可以看出,对压电微动平台输出位移影响最大的因素是小硬芯直径,大硬芯直径次之,小膜片厚度影响最小。
- 3) 序号 4 采用的小膜片厚度为 1.0 mm,小硬芯直径为 \emptyset 14 mm,大硬芯直径为 \emptyset 50 mm,压电微动平台的输出位移最好,此时 x 方向的仿真放大比为 7.6,y 方向的仿真放大比为 7.3。根据此参数可对基于液压放大的两自由度微动平台进行结构优化。
- 3 样机制作与试验

3.1 样机制作与试验平台的搭建

压电微动平台实物样机如图 7 所示。压电陶瓷驱动器选用 P845.60 型号,光栅传感器选用 Mercury II 6000 型号。

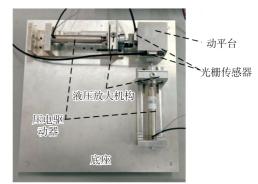
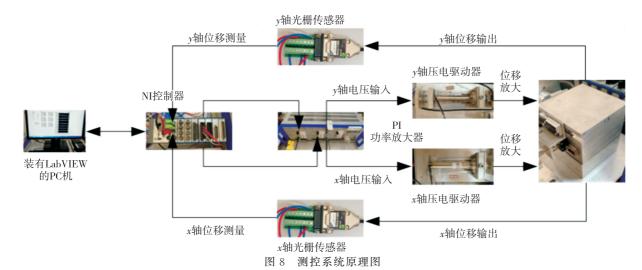


图 7 压电微动平台实物样机

在完成实物样机制作的基础上,搭建测控系统,该测控系统原理图如图 8 所示。



3.2 开环试验

控制电压从 0 开始升至 90 V,然后再减小到 0,

分别检测压电驱动器输出位移及动平台 x、y 方向输出位移,如图 9 所示。

2) 在电压 90 V 下, x 方向最大输出位移为

3) 两轴的位移放大比与理论放大比(为 9.6)的

为了更好地观察压电微动平台x、y方向的动

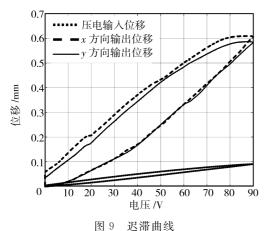
605.2 μm,放大比约为 6.7; y 方向最大输出位移为

583.1 μm, 放大比约为 6.5。两个方向上的输出位

移不同,其误差主要由实物样机x轴、y轴加工、装

差距主要是由样机装配存在的误差、液压油泄露及 膜片存在位移损失等造成,但与有限元仿真值(7.6

和 7.3) 基本相符,从而验证了有限元仿真的准



这是由压电驱动器自身的迟滞、蠕变及流体介质的非

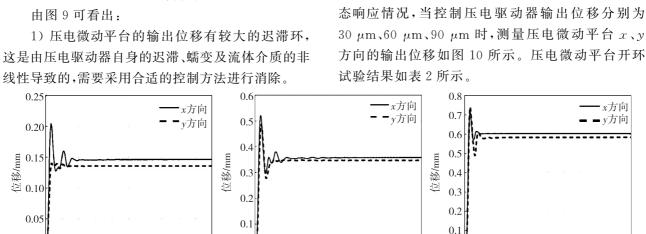


图 10 压电微动平台 x 、y 方向输出位移开环结果图

0.2

0.3

时间/s

(b) $60 \mu m$

压电微动平台开环试验结果

0.3

0.4

0.5

0

0.1

检 1 位 较 /	输出位	Z移/μm	放大倍数		
输入位移/μm	x 方向	y方向	<i>x</i> 方向	y 方向	
30	146.3	135.6	4.9	4.5	
60	358.3	347.2	6.0	5.8	
90	603.0	583.7	6.7	6.5	

由图 10 和表 2 可知:

0

0.1

0.2

时间/s

(a) $30 \mu m$

- 1)输出位移不同时,其放大倍数不稳定,这主 要是由于压电驱动器本身迟滞、蠕变等非线性因 素,液压放大机构压缩性、泄露及膜片自身位移损 失以及导轨模块的运动间隙等造成。但此放大倍 数可满足试验需求。
- 2) 在开环动态试验时,动平台的输出位移具有 较大的超调、振荡,输出位移精度差。因此需要进 行闭环控制,以提高其定位精度。

3.3 PID 控制试验

0.4

0.5

0

配等误差因素造成。

确性。

由于压电陶瓷自身存在迟滞、蠕变及流体介质 的压缩性影响,采用常规比例、积分及微分(PID)控 制时会出现超调、响应时间及稳态时间较慢等现 象。因此,本文借鉴模糊 PID 控制的思想,采用分 段 PID 控制方法进行计算,其具体算法[17] 如下:

0.1

0.2

时间/s

(c) 90 μm

0.3

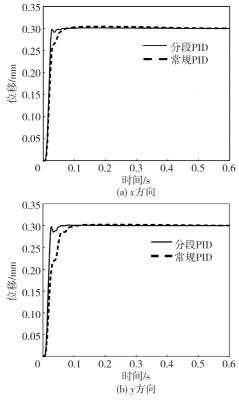
0.5

0.4

$$\Delta U = \begin{cases} P_{1}e + I_{1} \int e \, dt + D_{1}\dot{e} & (|e| > e_{1}) \\ P_{2}e + I_{2} \int e \, dt + D_{2}\dot{e} & (e_{1} > |e| > e_{2}) \\ P_{3}e + I_{3} \int e \, dt + D_{3}\dot{e} & (e_{2} > |e| > 0) \end{cases}$$

$$(4)$$

对所研制的微动平台样机进行分段 PID 控制。 设定压电微动平台目标位移为 300 μm,将所得结果 与常规 PID 相比,结果如图 11 所示。x、y 方向不 同算法下的响应过程如表 3、4 所示。



控制	超调	响应	稳态	稳态
算法	量 $/\mu$ m	时间/ms	时间/ms	误差/μm
PID	4.3	41	542	± 0.5
分段 PID	1.1	24	441	\pm 0.2

表 4 y 方向不同算法下的响应过程

控制算法	超调	响应	稳态	稳态
在 机异	量 $/\mu\mathrm{m}$	时间/ms	时间/ms	误差 $/\mu m$
PID	2.4	53	542	± 0.5
分段 PID	1.5	23	282	\pm 0.2

对比表 3、4 可看出,与常规 PID 算法相比,采用分段 PID 算法能降低超调量,且响应时间、稳态时间、稳态误差均减小。这充分说明采用分段 PID 算法能取得更好的控制效果,实现了微动平台的精密定位。

4 结论

1)与传统微动平台通常采用柔性铰链作为放 大机构相比,本文设计的微动平台采用压电陶瓷驱 动与液压放大的方法,抗疲劳性好,且微动平台整 体体积小,输出位移大,响应速度快。对压电微动 平台的 x、y 方向进行了基于正交表的双向流固耦合分析。通过仿真得到优化的结构参数。

2) 对所设计的压电微动平台进行位移开环和闭环控制试验。开环试验结果表明,当压电驱动器输入位移为 90 μ m 时,压电微动平台最大位移输出为 603.0 μ m,放大倍数约为 6.7;闭环控制试验结果表明,采用分段 PID 算法能降低超调量,响应时间、稳态时间均减小,且稳态误差也降低至±0.2 μ m,实现了微动平台的精密定位。

参考文献:

- [1] 罗展鹏. 双压电陶瓷驱动的柔性结构微动平台研究 [D]. 宁波:宁波大学,2020.
- [2] ELAHI H, MUNIR K, EUGENI M, et al. A review on applications of piezoelectric materials in aerospace industry[J]. Integr Ferroelectr, 2020, 211(1):25-44.
- [3] 李欣. 压电陶瓷片微位移自动化精密测量[D]. 大连: 大连理工大学,2020.
- [4] WEU Y, XU Q. A survey of force-assisted ro-botic cell microinjection technologies [J]. IEEETransactions on Automation Science and Engineering, 2019, 16(2): 931-945.
- [5] MESZAROS G, AKBARZADEH S, DE LA FRANI-ERB, et al. Advances in electromagnetic piezoelectric acoustic sensor technology for biosensor-based detection[J]. Chemosensors, 2021, 9(3):58.
- [6] 崔玉国,刘康,惠相君,等.平面式大型微结构表面的螺旋扫描测量[J]. 仪器仪表学报,2018,39(9):91-98.

 CUI Yuguo, LIU Kang, HUI Xiangjun, et al. Spiral scanning measurement of planar large-scale microstructure surface[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument,2018,39(9):91-98.
- [7] LIN C J, LIN P T. Particle swarm optimizati-on based feedforward controller for a XY, PZT positioning stage[J]. Mechatronics. 2012,22(5):614-628.
- [8] 张圣贤,孙庆龙,惠相君,等.两平动一转动三维并联压 电微动平台的设计[J]. 压电与声光,2019,41(1):119-123,

ZHANG Shengxian, SUN Qinglong, HUI Xiangjun, et al. Design of three dimensional parallel piezoelectric micro-motion platform with two translations and one rotation[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2019, 41 (1):119-123.

- [9] CHOIK B, LEE J, KM G, et al. Design and analysis of a flexure-based paraller XY stagedriven by differential pezo forces [J]. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 2020, 21 (8): 1547-1561.
- [10] 陈攀,朱春莉,崔玉国,等. $x-y-\theta$ 。大行程无耦合并联 压电微动平台的设计[J]. 压电与声光,2023,45(5):705-709.
 - CHEN Pan, ZHU Chunli, CUI Yuguo, et al. Design of x-y- θ_z large-stroke uncoupled parallel piezoelectric micromotion platform[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2023, 45(5):705-709.
- [11] 华顺明,曹旭,王义强,等. 尺蠖型压电驱动器结构及其特性[J]. 压电与声光,2019,41(5):694-699.
 - HUA Shunming, CAO Xu, WANG Yiqiang, et al. Structure and characteristics of inchworm piezoelectric actuator[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2019, 41 (5):694-699.
- [12] 郑晓培,阚君武,王洪臣,等. 双晶片压电驱动器的研究 [J]. 压电与声光,2017,39(2):304-307.
 - ZHENG Xiaopei, KAN Junwu, WANG Hongchen, et al. Research on bimorph piezoelectric actuator[J]. Piezoelectrics & Acoustooptics, 2017, 39(2):304-307.
- [13] 华顺明,张宇,彭宇,等. 压电阀中的微位移放大机构 [J]. 压电与声光,2021,43(1):134-141.
 - HUA Shunming, ZHANG Yu, PENG Yu, et al. Micro-displacement amplifier inpiezoelectric valve [J]. Pi-

- ezoelectric & Acoustooptics, 2021, 43(1):134-141.
- [14] 姚俊飞,陈超,陈海鹏. 基于三角位移放大机构的压电制动器研究[J]. 压电与声光,2017,39(6):813-816. YAO Junfei, CHEN Chao, CHEN Haipeng. Research on piezoelectric brake based on triangular displacement amplifier[J]. Piezoelectric & Acoustooptics, 2017, 39 (6):813-816.
- [15] 郭一波,许有熊,周浩,等. 膜片式液压微位移放大机构的双向流固耦合分析[J]. 液压与气动,2020(10):113-118.
 - GUO Yibo, XU Youxiong, ZHOU Hao, et al. Bidirectionalfluid-structure interaction analysis based on hydraulic amplification mechanism [J]. Chinese Hydraulic & Pneumatics, 2020(10):113-118.
- [16] 董迎晖,赵言安,顾雅春.一种外伸梁式弹簧定子超声波电动机的设计[J]. 微特电机,2017,45(8):9-12. DONG Yinghui, ZHAO Yan'an, GU Yachun. Design of an ultrasonic motor with outrigger spring stator[J]. Small & Special Electrical Machines, 2017, 45(8): 9-12.
- [17] 王建红,周浩,许有熊,等.基于膜式液压放大的压电驱动器设计与试验[J].中国机械工程,2017,28(21):2567-2572.
 - WANG Jianhong, ZHOU Hao, XU Youxiong, et al. Design and experiment of piezoelectric actuator based on diaphragm type hydraulic amplification [J]. China Mechanical Engineering, 2017, 28(21): 2567-2572.