

文章编号 1004-924X(2016)05-1042-08

压电驱动微点胶器的控制与实验

范增华, 荣伟彬*, 王乐锋, 孙立宁

(哈尔滨工业大学 机器人技术与系统国家重点实验室, 黑龙江 哈尔滨 150080)

摘要:针对微型器件封装对非接触式微胶量的需求,研制了压电驱动微点胶器,利用压电陶瓷管挤压毛细管产生的瞬时变形实现了微胶滴的分配。分析了毛细管内的流体行为及液滴形成条件;基于多物理场耦合的方法,建立了压电微喷的三设备(压电陶瓷、毛细管、胶体)耦合模型。然后,讨论了驱动电压、喷嘴直径、胶体黏度对控制胶滴形成的影响。在构建的实验平台上,开展了控制胶滴形成的实验研究。分析了多控制参数(喷嘴直径、胶体黏度、电压幅值、脉冲宽度)的复合作用,通过匹配相应的参数实现了 pL 级微胶滴的非接触式分配。实验结果显示:使用黏度为 30 mPa·s 胶体,直径为 10 μm 的喷嘴,在驱动电压幅值为 50 V,脉冲宽度为 37 μs 等参数配置下,可获得最小胶滴的体积为 8.31 pL。实验结果验证了所提出方法和研制工具的有效性。

关键词:微点胶器;多物理场;压电驱动;胶滴控制;胶滴非接触分配

中图分类号:TN384 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20162405.1042

Control and experiment of micro-dispenser by piezoelectric drive

FAN Zeng-hua, RONG Wei-bin*, WANG Le-feng, SUN Li-ning

(State Key Laboratory of Robotics and System,
Harbin Institute of Technology, Harbin 150080, China)

* Corresponding author, E-mail: rwb@hit.edu.cn

Abstract: For the requirement of micro components in bonding for non-contact micro-dispensing volumes, a piezoelectric micro-dispenser was designed and fabricated. The dispensing of micro-droplets was implemented by the instantaneous deformation from the extrusion between the capillary tube and the piezoelectric ceramic tube. The fluid behavior and droplet forming conditions in the capillary were analyzed, and a coupling model including a piezoelectric ceramic, a capillary and a fluid was established by using multidiscipline coupled-field analysis method. The influences of the driving voltage, nozzle diameter and the fluid viscosity on droplet formation were analyzed. An experiment to control the droplet formation was performed in an experimental platform. The compound actions of multiple parameters (nozzle diameter, fluid viscosity, voltage magnitude and pulse width) were discussed based on experiments. The non-contact micro-dispensing of the micro droplets with a size of pL level was achieved by matching the corresponding parameters. Experimental results indicate that the minimum droplet volume of 8.31 pL is obtained when the parameters are set by the fluid viscosity of 30 mPa·s, the nozzle diameter of 10 μm , the voltage magnitude of 50V and the pulse width of 37 μs . These results verify the feasibility of the proposed method and the fabricated micro-dispenser.

Key words: micro-dispenser; multi-physical field; piezoelectric drive; droplet control; droplet non-contact distribution

收稿日期:2016-01-08;修订日期:2016-03-10.

基金项目:国家自然科学基金委员会创新研究群体科学基金项目支持(No. 51521003);机器人技术与系统国家重点实验室(哈尔滨工业大学)自主研究课题(No. SKLRSZ01602C)

1 引言

随着超声波加工、电子束加工、激光加工、光刻加工等精微加工方法的快速发展,微部件的尺寸越来越小,对微装配中微构件的封装要求也越来越高。微装配中操作对象的尺寸一般在微米至亚毫米^[1-2],为防止较大的胶斑对待封装器件的表面污染,获取与微小零件相匹配的微小胶滴成为该技术的关键^[3]。

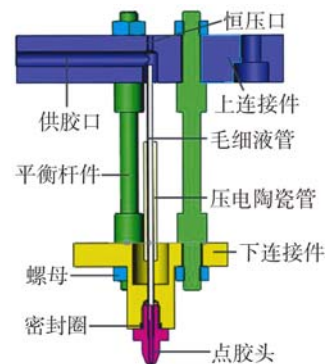
按照点胶头是否与基板接触,可分为接触式^[4]和非接触式^[5]。依靠电机驱动的接触式点胶,Fugere等人^[6]研制了螺旋泵式微量点胶器,可实现的最小胶斑尺寸为 $254\ \mu\text{m}$;Nguon等人^[7]研制了活塞式点胶机,其分配胶斑直径为 $200\ \mu\text{m}$,电机的反向间隙及延迟增加了精确性点样的难度。史亚莉等人^[8-9]设计了基于细胞注射仪的时间/压力式微点胶器,可实现最小点胶量 $2\ \text{pL}$ 的控制,并用其完成ICF制靶中靶丸与充气管的胶黏密封和连接。在此基础上还设计了跨尺度微管微球三维半自动装配点胶系统^[10]。张勤等人^[11]利用移液针穿过装有胶液的毛细管,依靠移液针末端胶体的残留进行点胶分配,分配黏度为 $3 \times 10^4\ \text{mPa} \cdot \text{s}$ 胶体的胶斑直径为 $243.9\ \mu\text{m}$ 。每次加胶后只能使用1次,需要反复蘸取,且需改换移液针以满足不同微尺度的微点胶需求。考虑微操作空间的有限性,需研制用于微米级器件装配的非接触式微点胶器。非接触式点胶方法是利用驱动机构产生的惯性力克服表面张力、黏性力等,最终形成单个脱落胶滴。Adamson等人^[12]研制的基于微阀方式的点胶器,其最小可分配胶斑直径为 $300\ \mu\text{m}$ 。

基于压电原理的微量试剂分配方法,具有反应速度快、分配体积小、一致性好等优点。面向微装配中微型零件的封装需求,本文提出基于压电驱动的微点胶方法,并设计了压电驱动非接触式微点胶器。分析了毛细管内流体行为及液滴形成条件,建立了基于多物理场耦合的微胶滴形成模型,分析驱动电压、胶体黏度、喷嘴直径等因素对胶滴形成的影响。在微点胶器制造的基础上,搭建微点胶实验系统,实验分析胶滴的控制参数,获取最小胶滴形成的参数配置。

2 压电微点胶器的结构及工作原理

2.1 微点胶器的硬件构成

压电驱动微点胶器的结构如图1所示,主要包括驱动单元、连接平衡单元、出胶单元以及外源辅助单元。驱动单元由压电陶瓷管和毛细液管共同作用,两组件通过胶黏连接,作为一融合驱动部件。压电陶瓷管在外源信号的激励下产生变形,会同时带动毛细液管变形。连接平衡单元包括3个平衡杆件和上、下连接件,通过螺母连接,中间固定毛细液管。出胶单元由点胶头和喷嘴构成,点胶头通过螺纹连接在下连接件上,便于实验中的更换,并用密封垫圈进行密封,点胶头末端黏接激光加工的不锈钢喷嘴作为出胶口。此外,外源辅助单元包括供胶筒和连接液管,通过供胶口与点胶组件连接,以便为点胶系统提供胶体。当胶体重力不能满足临界喷射调节时,可通过恒压口连接外部气压调节装置,实现临界喷射状态的调节。微点胶器各组件装配后结构如图1(a)所示。图1(b)为制造、组装后的实物装置。



(a) 微点胶器结构示意图

(a) Schematic diagram of micro-dispenser



(b) 实物装置

(b) Physical device

图1 微点胶器组件

Fig. 1 Components of micro-dispenser

2.2 压电驱动微点胶器的工作原理

图 2 所示为压电驱动微点胶器的基本工作原理。压电陶瓷管上施加一定驱动信号(如方波信号、锯齿波信号、脉冲信号等)后,压电陶瓷产生变形,并带动毛细管挤压胶体,瞬时变形产生的惯性力将胶滴喷出喷嘴,进而得到一定微量体积的胶滴。

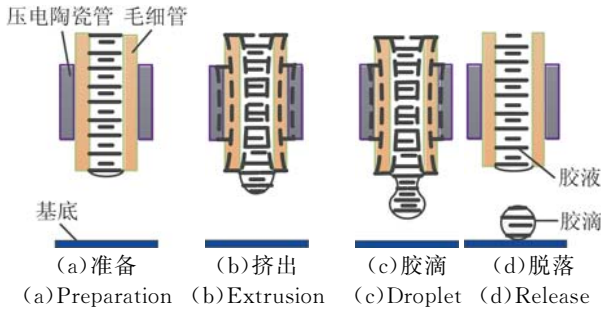


图 2 压电驱动微点胶工作原理

Fig. 2 Principle of micro-dispensing using piezoelectric drive

初始准备阶段:点胶头调节至距离基底一定高度处,胶体充满胶腔,调节恒压口压力直至毛细管末端的胶体处于临界喷射条件,如图 2(a)所示。胶滴形成阶段:压电陶瓷管在激励信号的作用下产生压缩变形,在腔体内形成推动胶体流动的压力波,迫使胶体从喷嘴流出,如图 2(b)所示;当驱动信号转换到低电平状态时,压电陶瓷管恢复到原位,毛细管也跟随压电陶瓷管恢复,足够大的出口速度和变形恢复使流出的胶体产生颈缩,如图 2(c)所示;最终胶滴脱落在基底上,如图 2(d)所示。激励信号高低电平的交替作用,使管内胶体不断受到挤压,点胶头则会不断流出胶体。控制激励信号的脉冲宽度和频率可以方便、有效地控制点胶的速度和精度。

3 胶滴形成的流体动力学分析与仿真

3.1 胶滴形成分析

单脉冲激励作用下毛细管内胶体的运动包含胶体压缩和胶体回复。图 3 所示为喷头的结构及胶体运动示意图, d_0 为管壁厚度, l 为喷嘴最小长度。胶体受到挤压后,向喷嘴移动,并流出,出口 2 处的速度 $v_2 > 0$;毛细管回复时,胶体收缩,受到负压作用,喷嘴出口处的速度反向。出口速度足够大时,会形成喷射,并产生胶滴。

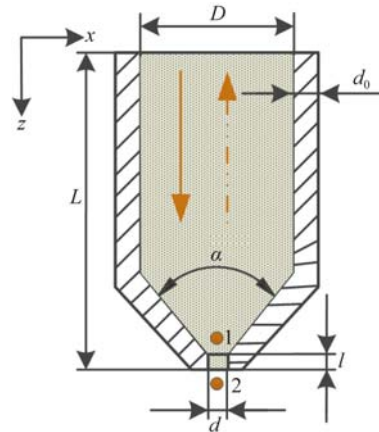


图 3 胶体运动示意图

Fig. 3 Schematic diagram of glue motion

为了进一步分析微点胶进程中胶体的流量,进行以下定义:点胶过程中没有热传递和能量耗散;胶体为层流流动状态(雷诺数 $Re \ll 2300$);胶体不可压缩。通过牛顿第二定律的运动方程可表达运动过程中胶体流量的变化与外力作用的关系。胶体流动的动量守恒方程如式(1);胶体流动连续性方程可表达胶体的质量守恒^[13],如式(2)所示:

$$\frac{\partial \rho \mathbf{u}}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{u} \cdot \mathbf{u}) = -\nabla p + \nabla \cdot \boldsymbol{\tau} + \rho \mathbf{g}, \quad (1)$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot \rho \mathbf{u} = 0, \quad (2)$$

式中: \mathbf{u} 为胶体流动的速度向量; ∇ 为微分算子($\nabla = \partial/\partial x + \partial/\partial y$); p 为压力; $\boldsymbol{\tau}$ 为剪切应力; η 为流体动力黏度; ρ 为胶体密度。

在此基础上结合式(3)的 Hagen-Poiseuille 方程,可有效分析微喷嘴处的流量为:

$$Q = \frac{\pi r^4}{8\eta L} \Delta P, \quad (3)$$

式中: Q 为流量; r 为喷嘴半径; L 为毛细管长; ΔP 为压差。可以看出,除去胶体本身的特性的影响,毛细管的结构对胶滴流量起到重要作用,与喷嘴半径的 4 次方成正比,与管长成反比。

胶体流出喷嘴后,若形成喷射胶滴,还需克服粘着阻力实现脱落,否则只能停留在喷嘴末端或回吸进毛细管。微点胶下不考虑重力的作用,胶滴主要受到粘性力、表面张力、惯性力和大气压力的作用。当胶滴的流速足够大时,能够形成单个胶滴,可用无量纲参数——韦伯数(We)判定单个

胶滴能否形成^[14]:

$$12 < We = \rho d v^2 / \gamma < 40, \quad (4)$$

式中: d 为喷嘴末端的直径; v 为末端胶体流速; γ 为胶体的表面张力系数。

3.2 胶滴形成的多物理场耦合流体动力学仿真

压电驱动微胶体分配过程中涉及压电陶瓷、毛细管、胶体和空气等多种介质,通过多物理场耦合模型,在COMSOL Multiphysics环境下模拟胶滴的分配过程,并分析控制胶滴形成的因素。分别利用压电设备模型、流固耦合模型和两相流模型分析压电陶瓷变形、胶体挤压和胶体流出进程。

3.2.1 压电设备模型

首先需在仿真环境下建立对应的模型,并进行网格划分,二维轴对称网格模型如图4所示。压电设备模型和流固耦合集成在一个模型里,采用自由剖分四边形网格划分,如图4左图所示。两相流模型中流体交界面不断变化,采用自适应网格法划分求解,如图4右图所示。求解器都采用全耦合求解器,直接线性求解器选用Pardiso求解器。

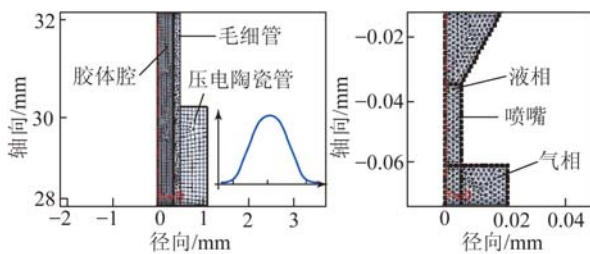


图4 网格模型

Fig. 4 Mesh model

仿真模型中,为与实验参数相呼应,压电陶瓷管的外径为2.2 mm,内径为1 mm,长度为20 mm。毛细管的外径1 mm,内径0.7 mm,材料为聚四氟乙烯(PTFE)。压电材料的坐标系定义为材料ZX平面系统,固定约束毛细管的上、下端。压电设备模型在脉冲信号的激励下,产生位移输出,与输出电压基本成线性变化。

3.2.2 流固耦合模型

流固耦合模型分析毛细管与胶体相互作用的实时关系。参考微点胶器的实际参数范围,为使仿真胶体的挤出过程更加真实,将压电设备模块产生的变形实时加载于毛细管上,建立了与流固耦合模块的全耦合仿真模型。定义线弹性材料为

毛细管,固定约束毛细管的上、下端,且毛细管上、下端开口处位移为Z向网格位移为0。施加脉冲电压的幅值为50 V,胶体黏度为30 mPa·s,流固耦合模块在出口处中间点Z向的流速决定了胶滴能否形成,故需获取满足条件的稳定流速。管路长度过长,易造成驱动力不足;管路过短,压缩后的管路回复时,易造成出口处流速不稳定,出现震荡。在上述参数配置的分析下,得到管路长度40 mm时,流速曲线稳定,且呈现对称分布,故确定管路长度为40 mm。

驱动脉冲电压的幅值决定了施加在流固耦合模块上的压缩量,最终形成对流固耦合模块出口处流速的控制,主宰胶滴的形成。图5所示为不同电压幅值、不同黏度下出口中心处的Z向流速变化。

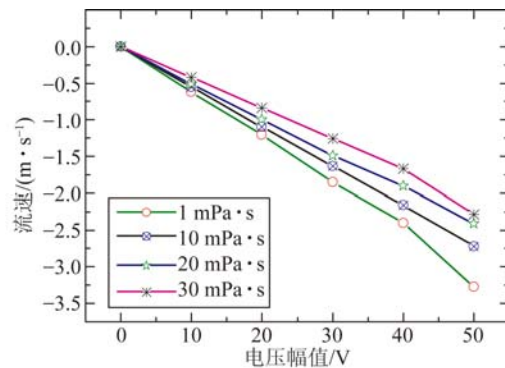


图5 不同黏度下电压幅值对流速的影响

Fig. 5 Effect of voltage on fluid velocity with different viscosity

出口流速的变化与所加电压成近似线性关系,电压一定时胶体黏度的增加则会降低流速,且随着电压的增大该现象更加明显。因此,在喷嘴直径一定的情况下,挤出胶滴所需的驱动电压幅值随着胶体黏度的增加而增大。

3.2.3 两相流模型

气相(空气)与液相(胶体)分布的情况可通过两相流模型进行动态模拟,其入口处的流速通过流固耦合模块出口处的流速加载。设置流体1为空气,流体2为胶体,初始界面定义为胶体和空气界面。由胶滴形成条件可知,流速需达到一定值。以标准数 We ($We=12$)为例,喷嘴直径作为模型分析参数,可计算喷嘴处的临界速度。在毛细管内径、长度等参数确定的基础上,选择喷嘴直径20 μm (对应的流固耦合出口处的临界速度为1.057 m/s,加载电压18 V)进行动态模拟,液滴

的形成过程如图 6 所示。在脉冲信号的上升沿初始作用区域,速度逐渐增大,胶体相应地流出喷嘴,在时间 $t=5.6$ ms 时出口速度达到最大,且在达到最大速度的阶段内,流出的胶体呈现柱状。出口速度在到达最大值后开始衰减,柱状液滴出现颈缩($t=5.9$ ms)。速度减小到 0 时($t=6.15$ ms),胶滴形成并开始脱落。速度反向,形成球状胶滴($t=7$ ms)。至此,完成多物理场下 3 个设备模块的耦合,模拟了胶滴形成,该条件下形成胶滴的体积为 20 pL。

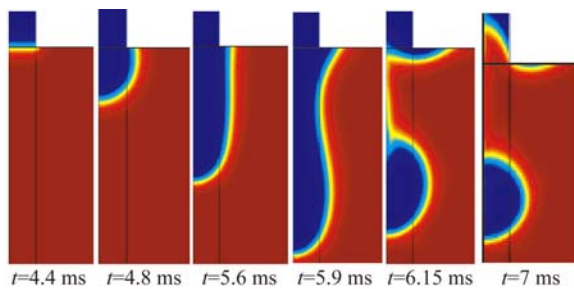


图 6 液滴形成过程

Fig. 6 Process of droplet formation

胶体的黏度会影响胶滴的形成,选择直径 25 μm 的喷嘴,两相流模块的入口速度为 1.5 m/s (大于产生液滴的临界速度 1.477 m/s),分析黏度对胶滴形成的影响,如图 7 所示。当胶体黏度小于 25 $\text{mPa}\cdot\text{s}$ 时,可形成单独的脱落的液滴,但黏度较小时(1 $\text{mPa}\cdot\text{s}$)则会产生卫星液滴。黏度较大时(35 $\text{mPa}\cdot\text{s}$),所形成的胶滴带有拖拽尾巴,不能从毛细管末端分离、脱落,需施加更大的驱动力。此外,黏度较大时的断裂点距离喷嘴的距离较小。

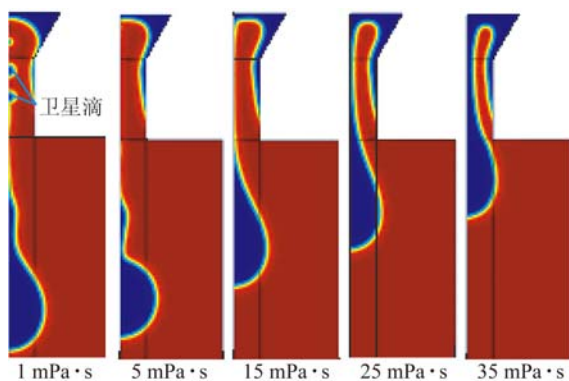


图 7 不同黏度下胶滴的形成

Fig. 7 Droplet formation of different glue viscosity

针对喷嘴直径对液滴形成的影响,设置入口速度 1.5 m/s,分析了不同喷嘴直径下液滴的形成能力,如图 8 所示。对于较小的喷嘴(10 μm),两相流的入口速度足够大,产生喷射液滴。随着喷嘴直径的增大,液滴的形成能力逐渐减弱,直径 40 μm 的喷嘴不能形成单个液滴。与此同时,液滴的断裂距离则逐渐减小。

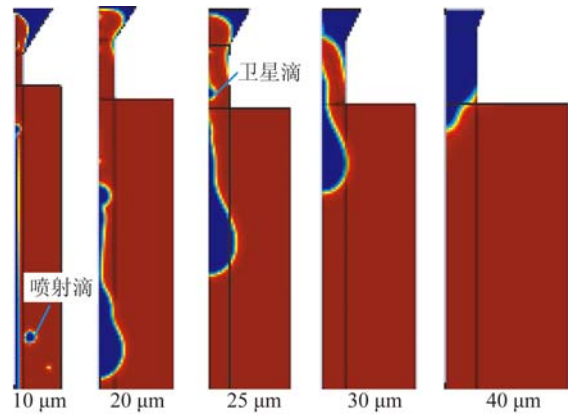


图 8 不同喷嘴尺寸下胶滴的形成

Fig. 8 Droplet formation with different nozzle diameter

多物理场耦合模型下的微胶滴分配过程仿真表明,胶滴的形成是多种因素(喷嘴孔径,驱动电压,黏度等)复合作用的结果,为进一步的实验研究提供了重要指导。

4 实验与结果

4.1 实验装置

搭建微点胶实验装置,如图 9 所示,进行压电驱动微点胶器的胶滴分配实验研究,以便分析影响胶滴形成能力的因素。

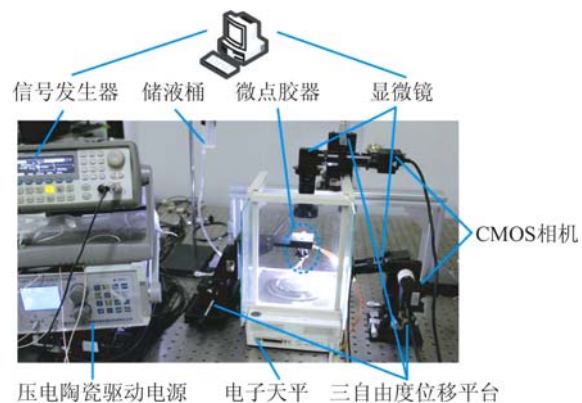


图 9 实验装置

Fig. 9 Experimental setup

信号发生器(Agilent 33220A)和压电陶瓷驱动电源(HVP-C型,博实精密测控)为压电陶瓷管(PT120.00,PI)提供信号激励,作为驱动源;储液桶为点胶管路提供胶液,同时可调节胶滴喷射所需的临界状态;2个光学显微镜相互垂直安装,可观测胶滴的形成过程和形态;运动控制模块包含3个三自由度运动平台,可实现点胶器和2个光学显微镜(VZM450i,Edmund)在操纵进程中的定位。COMOS相机(DH-HV315UC-M)连接上位机,可实时观测胶滴的形成。

4.2 喷嘴直径对胶滴形成的影响

采用激光加工的方法,制作直径 $10\sim 40\ \mu\text{m}$ 的微喷嘴,通过实验分析喷嘴直径对胶滴形成的影响。图10为不同直径喷嘴下分配的胶滴,胶体的黏度通过甘油和去离子水的比例调和。实验中胶体的黏度为 $30\ \text{mPa}\cdot\text{s}$,压电陶瓷管所施加驱动脉冲信号的电压幅值为 $50\ \text{V}$,脉冲宽度为 $50\ \mu\text{s}$ 。因为侧面显微镜在基底的测上方安置,故获取的胶滴图像包含胶滴实际轮廓和胶滴在基底上的倒影,呈现非圆形态。结果表明:最小可获得 $9\ \text{pL}$ 体积的胶滴,且随着喷嘴直径的增大而增大。胶滴体积的变化率随着直径的增大而加快,因为在小尺寸下表面张力的阻碍作用更显著,且理论上半径与流量成4次幂关系,故其影响较大。

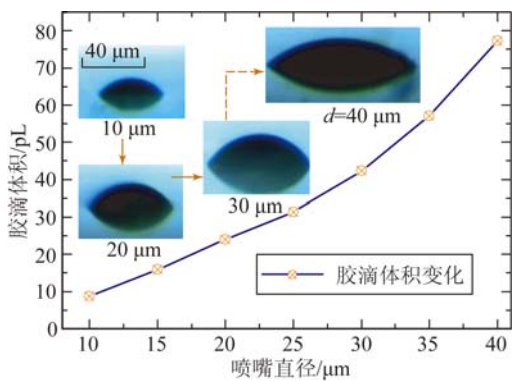


图 10 喷嘴直径对胶滴体积的影响

Fig. 10 Effect of nozzle diameter on droplet volume

4.3 胶体黏度对胶滴形成的影响

图11为胶体黏度对胶滴形成的影响,喷嘴直径为 $40\ \mu\text{m}$,驱动电压幅值 $50\ \text{V}$,脉冲宽度为 $50\ \mu\text{s}$ 。实验结果表明:随着黏度的增加,较大的黏性力阻碍了胶体的流出,形成胶滴的体积逐渐减小。实验中,当黏度大于 $60\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ 时,由于

黏度增大造成的较大阻碍力,使得产生胶滴的一致性和稳定性变差。会出现如图中所示的3个脉冲信号作用后胶体的聚集现象,即胶滴不能分离、脱落。若要改善该情况,需增加驱动力,如增大驱动电压幅值等。

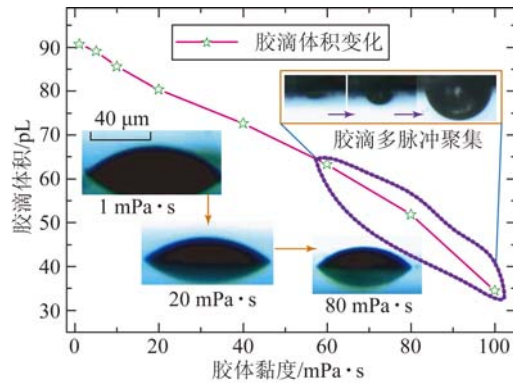


图 11 胶体黏度对胶滴体积的影响

Fig. 11 Effect of glue viscosity on droplet volume

4.4 驱动电压对胶滴形成的影响

图12所示为驱动电压幅值对胶滴体积的影响,喷嘴直径为 $25\ \mu\text{m}$,胶体黏度为 $30\ \text{mPa}\cdot\text{s}$,驱动电压矩形脉冲宽度为 $50\ \mu\text{s}$ 。胶滴体积随着驱动电压幅值的增加而增大,当驱动电压幅值小于 $40\ \text{V}$ 时,驱动力不足,出现4.3小节中产生的胶滴聚集现象,不能形成单个脱落胶滴。驱动电压并非越大越有利于胶滴的形成,当电压幅值达到 $80\ \text{V}$ 时,不能实现稳定胶滴喷射,会出现气泡。该现象是由于毛细管较大的变形在回复时,会将空气带入管内,产生气泡。

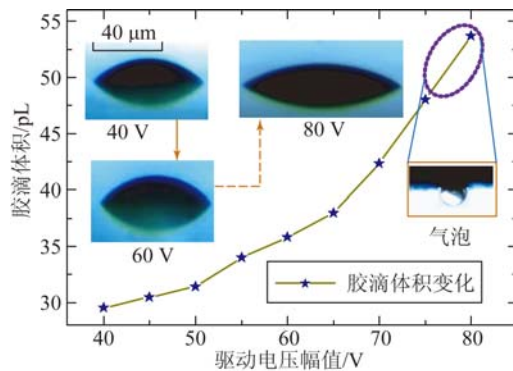


图 12 驱动电压幅值对胶滴体积的影响

Fig. 12 Effect of driving voltage amplitude on droplet volume

除了驱动电压的幅值对胶滴形成的影响,脉冲信号的宽度也会影响胶滴的形成能力。图 13 所示为脉冲宽度对胶滴体积的影响,喷嘴直径为 $25\ \mu\text{m}$,胶体黏度为 $30\ \text{mPa}\cdot\text{s}$,驱动电压幅值为 $50\ \text{V}$ 。结果表明,脉冲宽度的变化对胶滴体积的影响巨大,随着脉冲宽度的增加,喷出胶滴的体积变大。脉冲宽度小于 $30\ \mu\text{s}$ 时不能形成喷射,出现胶滴的聚集现象。在满足胶滴喷射形成的情况下,为获取较小的胶滴满足微操作任务中微胶接的需求,需尽量减小脉冲宽度。

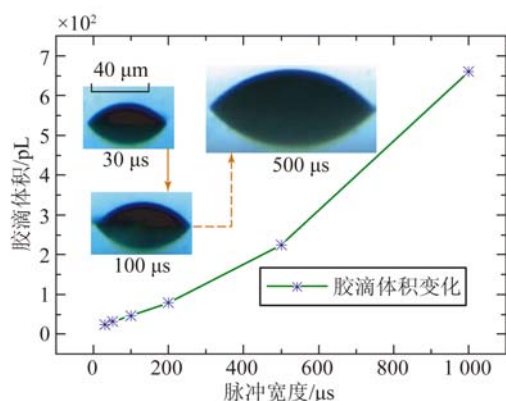


图 13 脉冲宽度对胶滴体积的影响

Fig. 13 Effect of pulse width on droplet volume

在上述实验分析的基础上,针对最小胶滴的获取,采用黏度 $30\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ 的胶体和直径 $10\ \mu\text{m}$

的喷嘴,可获得最小胶滴的体积为 $8.31\ \text{pL}$,此时驱动电压的幅值为 $50\ \text{V}$,脉冲宽度为 $37\ \mu\text{s}$ 。相应地,采用黏度为 $100\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ 的胶体和直径 $40\ \mu\text{m}$ 的喷嘴,可获得最小胶滴的体积为 $33.24\ \text{pL}$,此时驱动电压的幅值为 $50\ \text{V}$,脉冲宽度为 $47\ \mu\text{s}$ 。实验结果表明,通过点胶控制的参数配置,该点胶器可实现 pL 级非接触式微胶滴分配。

5 结 论

本文研制了压电驱动原理的微点胶器,实现微操作任务中 pL 级微胶量的非接触式分配需求。分析了压电驱动微点胶器的结构配置和工作原理。建立了包括压电设备模块、流固耦合模块和两相流模块的多物理场耦合模型,模拟了胶滴动态形成过程,研究了电压幅值、胶体黏度和喷嘴直径对胶滴形成的影响。在构建的实验平台上,开展胶滴形成能力的实验研究,各控制参数(喷嘴直径,胶体黏度,电压幅值,脉冲宽度)的复合作用主导了胶滴的形成。通过调节相应的参数,可获得最小体积 $8.31\ \text{pL}$ 的胶滴,对应参数分别为胶体黏度 $30\ \text{mPa}\cdot\text{s}$,喷嘴直径 $10\ \mu\text{m}$,驱动电压幅值 $50\ \text{V}$,脉冲宽度 $37\ \mu\text{s}$ 。 pL 级非接触式压电微点胶器的研制不仅可用于微器件的点胶封装,也可用于微量试剂的分配。

参考文献:

- [1] YANG G, GAINES J A, NELSON B J. A supervisory wafer-level 3D microassembly system for hybrid MEMS fabrication [J]. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, 2003, 37(1):43-68.
- [2] DECHEV N, CLEGHORN W L, MILLS J K. Microassembly of 3-D microstructures using a compliant, passive microgripper [J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2004, 13(2):176-189.
- [3] SAHAY A, BROWN M, MUZZIO F, et al.. Automated drop-on-demand system with real-time gravimetric control for precise dosage formulation [J]. *Journal of Laboratory Automation*, 2013, 18(2):152-160.
- [4] CHEN X B, ZANG W J, SCHOENAU G, et al.. Off-line control of time-pressure dispensing processes for electronics packaging [J]. *Electronics Pack-*
- [5] BABIARZ A J. Advances in jetting small dots of high viscosity fluids for electronic and semiconductor packaging [J]. *Global SMT & Packaging*, 2006, 9:10-17.
- [6] FUGERE J P. Precision needle Dispensing—get to the Point [J]. *Chip Scale Review*, 2002.
- [7] NGUON B, JOUANEH M. Design and characterization of a precision fluid dispensing valve [J]. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 2004, 24(3-4):251-260.
- [8] 史亚莉,李福东,杨鑫,等.用于微胶接的 pL 级点胶方法 [J]. *光学精密工程*, 2013, 20(12):2744-2750.
- SHI Y L, LI F D, YANG X, et al.. pL class adhesive dispensing approach for micro bonding [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 20(12):2744-2750.

- (in Chinese)
- [9] 史亚莉,张文生,徐德,等. 时间/压力型 pL 级微点胶技术 [J]. 光学精密工程, 2011, 19(11): 2724-2730.
SHI Y L, ZHANG W SH, XU D, *et al.*. Time/pressure pL micro-bonding technology [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2011, 19(11):2724-2730. (in Chinese)
- [10] 史亚莉,张正涛,徐德. 跨尺度微管微球三维半自动装配点胶系统 [J]. 光学精密工程, 2015, 23(11):3121-3128.
SHI Y L, ZHANG ZH T, XU D. 3D semi-automatic assembly and dispensing system for trans-scale parts of micro-tube and micro-sphere [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2015, 23(11):3121-3128. (in Chinese)
- [11] 张勤,徐策,徐晨影,等. 超微量点胶方法与实验 [J]. 光学精密工程, 2013, 21(8):2071-2078.
ZHANG Q, XU C, XU CH Y, *et al.*. Approach and experiment of ultra-micro dispensing [J]. *Opt. Precision Eng.*, 2013, 21(8):2071-2078.. (in Chinese)
- [12] ADAMSON S J, WANG D. A change in dispensing technology-jetting takes off [J]. *Semiconductor Technology*, 2004, 29(3):67-70.
- [13] TENG K F. Theory of pseudoplastic screen inks in orifice printing [J]. *Components, Hybrids, and Manufacturing Technology, IEEE Transactions on*, 1989, 12(2):254-258.
- [14] KOLTAY P, ZENGERLE R. Non-contact nanoliter & picoliter liquid dispensing [C]. *The 14th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, Lyon, France, 2007*:165-170.

作者简介:



范增华(1986—),男,山东临沂人,博士研究生,主要从事微操作机器人技术及毛细力微操作方法方面的研究。E-mail:zenghua_fan@163.com



荣伟彬(1972—),男,黑龙江兰西人,教授、博士生导师,2002年于哈尔滨工业大学获得博士学位。主要从事纳米微驱动及微纳操作技术与装备等方面的研究。E-mail:rwb@hit.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)