

文章编号 1004-924X(2015)07-2013-10

旋流驱动微粒转动的性能与实验

张 勤¹, 王建华¹, 黄维军^{1*}, 青山尚之²

(1. 华南理工大学 机械与汽车工程学院, 广东 广州 510640;

2. 日本东京电气通信大学 机械工程与智能系统系, 日本 东京 182-8585)

摘要:分析了旋流产生的机制及其驱动微粒运动的机理,建立了颗粒在旋流中的力学模型。以微米级的颗粒(几微米到几百微米)为例,分析了两支微管对向喷射所产生的旋流场的特点和颗粒在旋流场中的受力情况以及运动特点和运动规律。讨论了颗粒的尺寸、形状、位置变化对其旋转性能的影响,并通过实验验证了提出方法的可行性。分析和实验表明:两支平行微管相对喷射可以产生旋流,旋流可以驱动颗粒在其流场内稳定旋转。颗粒在旋流场内的运动性能与流场参数和微粒的形状、尺寸、偏心有关,减小颗粒的初始位置的偏心,减少公转成分,有利于颗粒姿态的捕捉和调整。即使颗粒参数变化,合理匹配流场参数,提出的方法仍然可以稳定地驱动颗粒转动。

关键词:旋流驱动;微粒转动;对向喷射;流场参数

中图分类号:TP69 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20152307.2013

Performance and experiments of particle rotation driven by swirl

ZHANG Qin¹, WANG Jian-hua¹, HUANG Wei-jun^{1*}, AOYAMA Hisayuki²

(1. School of Mechanical and Automotive Engineering, South China University of Technology, Guangzhou 510640, China;

2. Department of Mechanical Engineering & Intelligent Systems, University of Electro-Communication, Tokyo 182-8585, Japan)

* Corresponding author, E-mail: huangwj@scut.edu.cn

Abstract: How to generate a swirl and how to drive the particle movement by the swirl were analyzed. Then, a mechanics model of particles in the swirl was established. By taking the micro-level particles (microns to hundred microns) as examples, the characteristics of the rotary flow field generated by two ejecting micro tubes which were parallel placed and the force condition and movement characteristics of the particles in the rotary flow field were analyzed. The influences of different particle sizes, shapes and changed positions on the rotation performance of the particles were discussed, and an experiment was performed to verify the feasibility of swirl method. The analysis and experiments show that the swirl can be generated by two ejecting micro tubes which were parallel placed. And the swirl can drive the micro particles to rotate in the flow field stably. The movement characteristics of the particles in the flow field are dependent on the flow parameters and particle shapes, particle sizes and

收稿日期:2015-01-22;**修订日期:**2015-03-10.

基金项目:广东省自然科学基金资助项目(No. S2013010012143);广东省对外科技合作资助项目(No. 2013B051000013);机器人技术与系统国家重点实验室开放课题基金资助项目(No. SKLRS-2013-MS_01)

the eccentricity. When the eccentric of initial position and the revolution of the particles are reduced, it will be conducive to capturing and adjusting the attitudes of particles. Even though the particle parameters are changed, the method still can drive the particle rotated in stability by reasonable matching these parameters.

Key words: swirl driving; particle rotation; flow injection; folw field parameter

1 引言

驱动微粒转动是微操作中的关键技术,广泛应用于生物工程、医药、微装配、化学分析、材料性能评定等各个领域^[1-7],其中在生物工程领域的应用最为普遍。亚利桑那州立大学的 Wenjie Zhang 等人利用微漩涡驱动单个细胞转动,实现了细胞的 3D 成像^[8]。英国圣安德鲁斯大学的 M. P. MacDonald 等人利用光束转动捕获粒子,可以更方便地定位生物样本^[9]。南京航空航天大学的 Junhui Hu 等人利用超声波转动微粒,用以驱动微机械系统^[10]。在细胞显微注射过程中,细胞极体的方位对卵母细胞的受精、受精卵的发育等都有着重要的影响,直接决定了注射的成功率^[11-13]。一些植物表皮细胞的纤维素微纤粒的姿态会影响细胞壁的力学各向异性^[14]。材料微粒的组合方位直接影响材料的性质等等。因为微粒姿态有着如此重要的意义和应用,故转动微粒已经成为显微操作的重要环节。

转动微粒的调整方法目前主要有直接接触式和非接触式两种。接触式调整方法是借助微操作工具直接拨动微粒,使其转动,再借助负压吸持针捕捉微粒合适的姿态并使其固定。该方法在细胞姿态调节中应用最广,但对操作者的技术水平要求高,容易造成细胞损伤;非接触式的操作方法主要有激光法、电场法、电磁法、超声波法和微流控方法等^[15]。激光、电场、磁场和超声波对微粒的影响目前尚未明确,但微流控方法不会对颗粒造成机械和生理损伤,展示了非常优越的安全性和可操作性,因此更受到国内外学者的青睐。在微流控方法中,日本电气通信大学的青山提出的振动微流法^[16]是通过玻璃微棒的振动来控制流体中产生的微流场,从而调节流场中颗粒的运动,实现细胞位置·姿态的全方位操作。南京理工大学的章维一提出的对流喷射法^[17]是利用两喷管喷射液体对流时产生的力矩驱动细胞转动,实现

显微注射中细胞位姿的调节。但在上述方法中,当微粒尺寸、形状、材质以及溶液的参数等发生变化时,则需要重新设计对应的控制微流场,参数的匹配非常复杂。

本课题组在文献[18]中提出了基于旋流的非接触式细胞姿态控制方法,该方法采用两支平行放置的微管,对向喷射流体产生旋流,利用旋流带动旋流场中的细胞转动,从而实现非接触式的细胞姿态控制。文献[19]进一步讨论了细胞姿态调整的实验装置和实验方法,并通过实验验证了基于旋流调整细胞姿态的可行性。在以上工作的基础上,本文分析了旋流的特性及其驱动微粒运动的机理,建立了颗粒在旋流中的力学模型,讨论了颗粒在旋流场中的运动特点和规律,研究了颗粒的尺寸、形状、位置变化对其旋转特性的影响。

2 旋流驱动方法

放置于颗粒旋转平面内的两支平行微管,相对喷射流体会产生旋流^[18]。旋流场中的颗粒受流体黏性力的作用而转动,如果旋流场的尺寸、强度等参数与颗粒的参数相匹配,颗粒将会在旋流场中稳定转动^[18]。颗粒转动速度与旋流强度有关,即旋流的强度越大,颗粒随之转动的速度就越快。调整微管内流体的喷射速度,改变旋流强度,可以调节微粒的转动角速度;改变旋流场的旋转

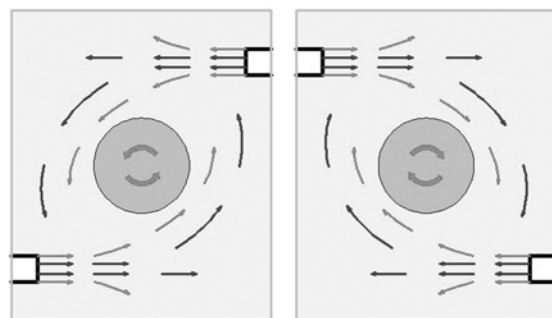


图 1 旋流驱动颗粒转动

Fig. 1 Particle rotation driven by swirl

方向,颗粒的转动方向也会随之改变,旋流驱动颗粒转动的示意图如图1。

由于液体可以柔顺变形,匹配流场的参数,可以驱动不同形状、不同尺寸的微粒转动。

3 驱动性能

微观尺度下流体的性质是否与宏观的情况一致目前还没有成熟的理论支持。但在几十微米的尺度下,水的流动特性与经典的 N-S 方程还是较为吻合的^[20-21]。

3.1 旋流的形成

两支微管对向喷射流体产生旋流,在喷射速度一定的条件下,所形成旋流场的强度、形状、方向和尺寸大小与两支微管的几何参数和相对位置有关。当两支完全相同微管的轴线与其端面围成的流体区域近似为正方形时,旋流的形状呈现出较好的椭圆形,有利于颗粒在旋流场中稳定的转动^[18]。为此本文采用 FLUENT 数值仿真软件,应用有限容积法,重点分析了上述参数条件下形成的旋流场中的颗粒的运动特性。考虑微米级颗粒在旋流场中的运动建立了流场模型。设微管的内径为 50 μm ,流体为 25 $^{\circ}\text{C}$ 纯水,两支平行微管所在平面为 XOY 面,两支微管轴线及其端面围成区域的中心为 O。采用层流非稳态模型,模拟两微管喷出流体后计算区域的流体速度、压力变化。

图2为 XOY 平面内旋流场的特征图,其中2(a)为流线图;2(b)为流场的压力等值线图。由图2可见,在两喷管中间的区域形成了明显的旋流,旋流中心 O(即流场模型中心)附近的压力和速度较低。在微管出口附近,压力与流速较大,喷口附

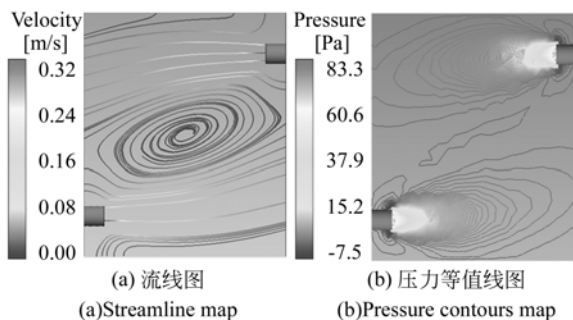


图2 旋流场特征

Fig.2 Characteristics of swirl

近流场中的径向压力和速度梯度很大;切向压力和速度分布相对均匀,速度、压力梯度较小。

3.2 颗粒在旋流场中的受力和运动方程

3.2.1 颗粒的受力

颗粒在旋流场中的受力与流场的特征、颗粒的几何参数、位置参数有关,随机因素多,实时性强,情况非常复杂。根据两相流动力学理论可知,旋流场中流体阻力 F_d 、流场的不均匀性作用于颗粒上会形成附加力,颗粒加速运动时流体作用于颗粒上的力^[22]。考虑到颗粒运动的操作环境,这里主要研究颗粒在旋流场平面中的情况。一般来说颗粒大多为非球形,不规则颗粒一般可以通过等效直径、球形度等方法进行球形化处理。因此,重点分析球形颗粒的受力。

(1)流体的阻力 F_d 是颗粒运动过程中最主要的受力形式,其由压差阻力和摩擦阻力两部分组成^[22]。在两相流场中,颗粒受到的流体阻力大小为:

$$F_d = C_d \frac{\pi d_p^2 \rho_f}{8} (u - v)^2, \quad (1)$$

其中: d_p 为颗粒直径; ρ_f 为流体密度; u 为流体速度; v 为颗粒速度; C_d 为阻力系数,其大小与雷诺数 Re 有关。本研究考虑直径为微米级的颗粒在纯水中的运动, Re 取为 0.2~800,则阻力系数可写为^[22]:

$$C_d = \frac{24}{Re} (1 + 0.15 Re^{0.687}), \quad (2)$$

阻力的方向与 $(u - v)$ 的方向一致。由于在旋流场中,颗粒在沿流线切线方向与流体的跟随性较好,通常忽略其影响,主要考虑颗粒在流线径向的流体阻力^[23-24],其方向指向旋流中心。

(2)流体的不均匀力是指流场的不均匀性作用于颗粒上的附加力^[22]。流场的不均匀包括流场内压力的不均匀和速度的不均匀。

在旋流场中,连续相压力的不均匀性会引起压力梯度力 F_p 。根据图2可知,所形成的旋流场中,流线的切向压力梯度较小,其对颗粒的影响可以忽略;径向压力梯度较大,其作用于颗粒上的附加力 F_p 的大小为^[25]:

$$F_p = \frac{\pi}{6} \rho_f d_p^3 \frac{u_0^2}{r}, \quad (3)$$

其中: u_0 为流体的切向速度; r 为颗粒到流场中心的距离。压力梯度力的方向沿径向指向旋流中心。

此外,连续相速度的不均匀性会产生速度梯度力,包括 Magnus 力 F_M 和 Saffman 力 F_S ^[24]。由 Magnus 效应可知,旋转的颗粒在其径向受到向压强减小方向的 F_M 力的作用,其具体的表达式为^[25]:

$$F_M = \frac{1-n}{2r} \alpha k \rho_f d_p^3 u_\theta^2, \quad (4)$$

其中 k 的取值与颗粒大小有关。在旋流场中, F_M 的方向是沿着径向由速度小的地方指向速度大的地方的。它是使颗粒离开轴心向外运动的力。

F_M 作用于球形颗粒上的力矩为:

$$M_M = -\pi \mu d_p^3 \omega^2, \quad (5)$$

其中: μ 为流体黏度; ω 为微粒的转动角速度。

颗粒在有速度梯度的流场中时,除了受 F_M 力外,还受到一个附加的横向力,也就是 Saffman 力的作用。其表达式为^[25]:

$$F_S = \alpha K_{rp} (\rho_f \mu)^{\frac{1}{2}} u_\theta^{\frac{3}{2}}, \quad (6)$$

其中: K_{rp} 为系数,一般取 6.46。在旋流场中,由于连续相的切向速度沿半径方向的速度梯度大,故 F_S 力由速度小的地方指向速度大的地方。故颗粒所受到的 F_S 是沿径向并离开轴心的。

(3) Basset 力和视质量力是颗粒加速运动时流体作用于颗粒上的附加力。当颗粒与流体存在速度差时,其在黏性流体中将受到 Basset 力的作用, Basset 力可表示为:

$$F_B = \frac{1}{4} K_B d_p^2 \sqrt{\pi \mu \rho_f} \times \int_{t_0}^{t_p} \frac{1}{\sqrt{t_p - \tau}} \left(\frac{d(u-v)}{dt} \right) d\tau, \quad (7)$$

其中: K_B 一般取 6, t_0 为颗粒加速的起始时刻, t_p 为颗粒加速的终止时刻。由于旋流场中的微粒在切向与流体的跟随性较好,故切向的 Basset 力近似为零。在径向,流体和颗粒之间的相对速度随位置和时间实时变化,径向存在的 Basset 力的方向与颗粒径向加速度的方向相反。

颗粒受到的视质量力为:

$$F_m = \frac{\pi}{12} d_p^3 \rho_f \frac{d(u-v)}{dt}. \quad (8)$$

假设 ρ_p 为颗粒的密度,对于 $\rho_f \ll \rho_p$ 的两相流动,视质量力可忽略不计。但对于 $\rho_f \approx \rho_p$ 的两相流动,视质量力的影响还是比较大的^[24]。由于旋流中微粒对流体相对运动主要表现在径向,因此主要考虑颗粒在径向所受到的视质量力 F_m ,其

方向与颗粒径向加速度方向相反。

3.2.2 运动方程

颗粒在流场中的运动是其所受各力综合作用的结果。颗粒的径向运动方程和转动方程可以写为:

$$m_p \frac{dv_r}{dt} = F_d + F_p + F_s + F_M + F_B + F_m, \quad (9)$$

$$J_p \frac{d\omega}{dt} = M, \quad (10)$$

其中: m_p 为颗粒的质量, J_p 为微粒的转动惯量, M 为微粒受到的合外力矩,包括由流体黏性力引起的力矩和 Magnus 力引起的力矩。

3.3 颗粒在旋流场中的运动

通过采用 FLUENT 非稳态的求解方式,利用动网格技术,可以模拟出颗粒在流场中的运动情况。在计算过程中,通过用户自定义函数 (UDF) 可以监测颗粒的转动及移动情况。

如果颗粒为球形,且球心刚好位于旋流中心,颗粒将跟随旋流绕其轴心转动。图 3 表示旋流场中的颗粒转动时,颗粒周围流体的速度分布,其中,颗粒的半径为 130 μm ,两管的喷射速度为 0.316 m/s。图 4(彩图见期刊电子版)的蓝色部分表示该颗粒转动过程中颗粒中心的移动轨迹。与颗粒直径(灰色线)相比,颗粒在转动过程中,其球心在 X、Y 方向的移动非常小,最大的移动距离不到颗粒半径的 5%,可以忽略;图 5 为颗粒转动过程中转动角速度 ω 随时间的变化关系,可以看出颗粒的转动主要是在 XOY 平面内,绕 Z 轴转动,并很快稳定为一定值,绕 X 轴和 Y 轴的转动速度近似为零。根据以上的仿真结果可以得出,旋流

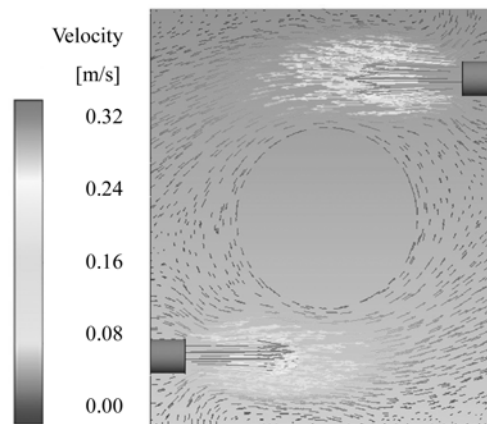


图 3 颗粒周围的流速分布

Fig. 3 Velocity distribution around particle

驱动颗粒可以在旋流平面内绕 Z 轴稳定旋转。

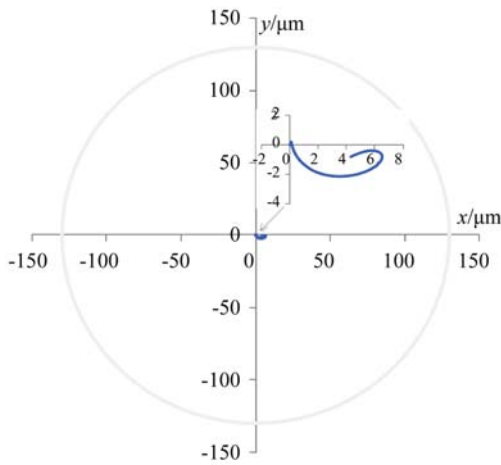


图 4 颗粒运动轨迹图
Fig. 4 Particle trajectory

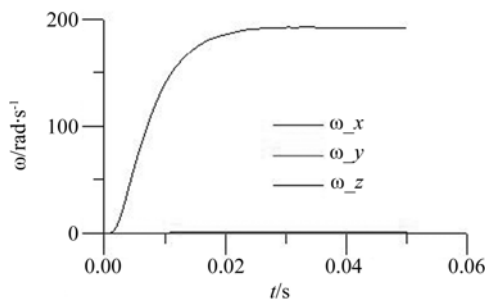


图 5 颗粒转动角速度图
Fig. 5 Angular velocity diagram of particle

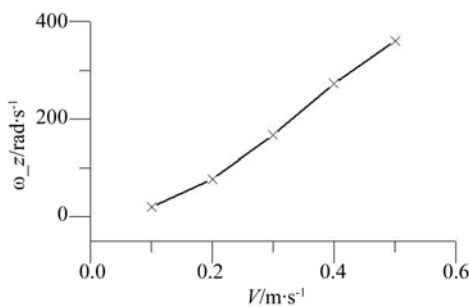


图 6 颗粒转动角速度与喷管流速的关系
Fig. 6 Relationship of particle angular velocity and jetting velocity

改变两支微管的喷射速度,旋流场中颗粒的转动速度就会随着变化。图 6 为颗粒在旋流平面内的转速与微管内流体喷射速度之间的关系。由

图 6 可知,通过改变喷射流速可以控制颗粒的转动速度,以适应不同的应用要求。

当球形颗粒的中心偏离旋流中心时,颗粒在旋转的同时还会受到 Magnus 力 F_M , Saffman 力 F_S 等径向力的作用,使颗粒还要沿着旋流做径向运动。如果将颗粒绕自身轴线的转动称为自转,颗粒绕旋流中心的向心或者离心转动称为公转,那么当颗粒中心与旋流中心不重合,也就是有偏心时,公转半径随着颗粒位置的不同而变化。颗粒在旋流中心 O 附近受到的压差阻力 F_d 较小,在 Magnus 力, Saffman 力等径向力的作用下,颗粒自转的同时绕旋流中心公转,且逐渐远离旋流中心;随着公转半径的增大,旋流的速度逐渐增加,压差阻力 F_d 也增大,当颗粒运动到微管喷口附近,压差阻力会急剧增加,此时,颗粒在旋转的同时沿径向朝旋流中心运动;在流体阻力的作用下,颗粒向心的径向移动速度逐渐减弱,在旋流中心附近,沿径向远离中心的力起主要作用,颗粒自转的同时又开始做离心运动,上述过程周期进行。偏心下旋流驱动微粒的运动轨迹的仿真结果如图 7(彩图见期刊电子版)所示,图中蓝色曲线是半径为 $130 \mu\text{m}$ 的颗粒在 X 方向偏心 $5 \mu\text{m}$, Y 方向偏心 $3 \mu\text{m}$ 时颗粒中心的运动轨迹,灰色线表示颗粒的大小。由此可见,当微粒中心偏离流场中心时,颗粒在旋流场中的运动呈现自转的同时离心运动和向心运动交替进行的运动特点。

由于液体可以柔顺变形,旋流场也可以驱动

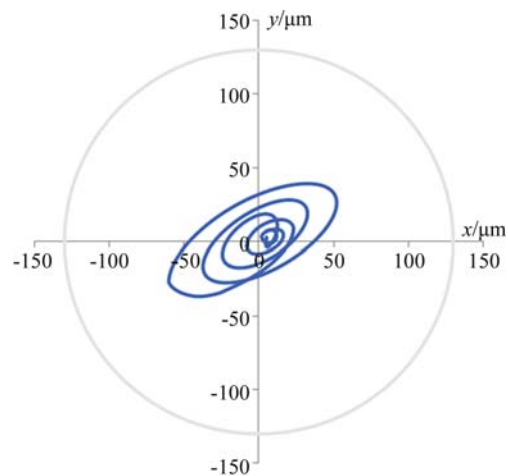


图 7 偏心下的颗粒运动轨迹
Fig. 7 Trajectory of particle with eccentricity

颗粒转动。当颗粒形状不规则时,颗粒表面受到的形状阻力不均匀,与规则表面颗粒相比,会造成附加转动,从而改变颗粒的受力平衡和动力学特性,影响其运动状态,最终也会导致颗粒运动轨迹发生变化。图 8 为椭球形颗粒在流场中转动过程的仿真,其中,椭球体的长轴为 $220\ \mu\text{m}$,短轴为 $180\ \mu\text{m}$ 。图 9 为椭球形颗粒转动过程中,角速度随时间的变化图。可见颗粒的转动也是以绕 Z 轴的转动为主,椭球颗粒转动方位不同,受到的力矩不同,因此角速度值也不同。当颗粒长轴方向与喷管轴线平行时,角速度最小,颗粒长轴与喷管轴线垂直时,角速度最大。

当颗粒尺寸变化时,其在流场中所受力的

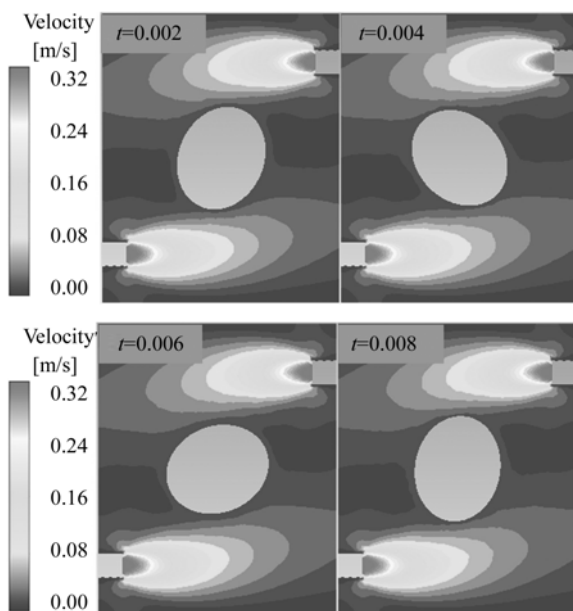


图 8 椭球体颗粒的转动

Fig. 8 Rotation of ellipsoid particle

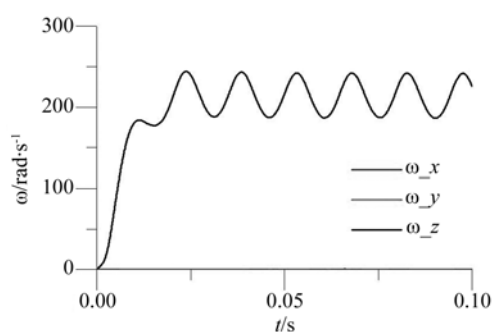


图 9 椭球形颗粒的转动角速度

Fig. 9 Angular velocity diagram of ellipsoid particle

小也要变化,从而导致颗粒的运动轨迹发生变化。但颗粒在旋流中所呈现的自转同时进行离心或者向心运动的特点不变。图 10 为同一流场作用下,颗粒转速随颗粒尺寸变化的关系图。从图中可以看出,当颗粒所处的流场不变时,颗粒转速与颗粒半径呈负相关的关系。这是因为随着半径的增大,颗粒的转动惯量也变大了。

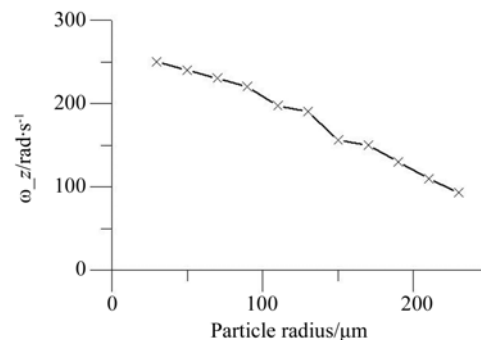


图 10 颗粒转速与尺寸的关系

Fig. 10 Relationship of particle angular velocity and radius

4 实验验证

为了进一步研究颗粒的尺寸、形状等因素对其转动性能的影响,通过两支微管产生旋流,观察了不同的颗粒在旋流场中的转动。

4.1 实验方法

试验中所用的两支玻璃微管的几何参数完全相同,通过拉针、锻针、研磨工艺制作而成时,端面光滑平整。驱动颗粒转动装置的实验原理如图 11 所示,两支玻璃微管搭载在 2 自由度 X, Y 的微动平台上,通过 X, Y 微动平台调整两支微管的相对位置,使两支微管的轴线平行。盛有微粒的容器放置在 3 自由度的微动平台上,通过微动平台调节容器的位置,以实现微粒位置的调整和对焦。所用微动平台的量程均为 3 mm,移动精度为 $3\ \mu\text{m}$ 。流体驱动采用医用微量注射泵,微量泵流量可在 $0\sim 1\ 200\ \text{mL/h}$ 内调节,可调节的最小分辨率为 $0.01\ \text{mL/h}$,提供的最大压力为 1 个大气压。微量注射泵前端配备 $50\ \text{mL}$ 容量的注射器,其输出的压力可通过压力表测出,压力表量程为 $0\sim\pm 30\ \text{psi}$ 。调整过程通过数字显微镜 Dino-Lite 进行观测,显微镜的最大放大倍数为 200 倍。硅胶管、微量泵、玻璃微管等通过管接头紧密

连接,并通过三通接头对称分流给玻璃微管,使两支微管具有相同的喷射速度。实验所用微粒为硅粉或虾卵,硅粉的最大直径约为 $100\sim 500\ \mu\text{m}$,比重约为 $2.3\ \text{g}/\text{cm}^3$;虾卵的直径约为 $100\sim 300\ \mu\text{m}$,比重约为 $1.02\ \text{g}/\text{cm}^3$ 。溶液为去离子纯净水。实验装置实物如图 12 所示。

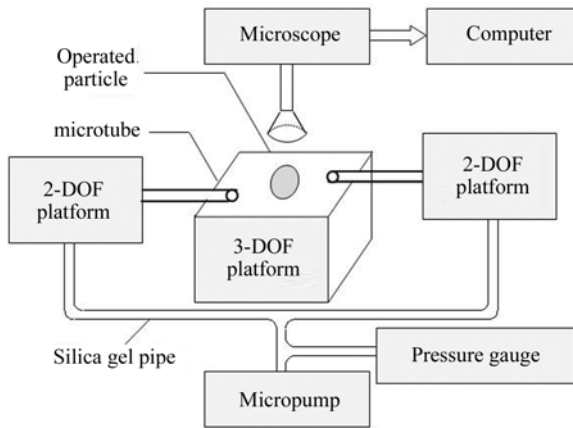


图 11 实验原理图

Fig. 11 Diagram of experimental principle

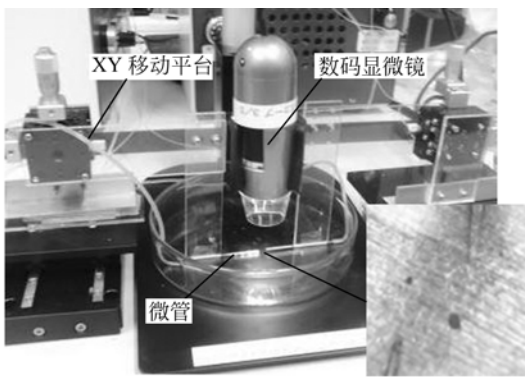


图 12 实验装置图

Fig. 12 Experimental devices

4.2 颗粒参数变化的旋转实验

两支相互平行的微管相对喷射流体,可以产生旋流。旋流的强度和形状合适时,可以使颗粒在旋流场平面内稳定旋转^[18]。图 13 表示旋流中心与颗粒的中心偏心较小时,半径为 $130\ \mu\text{m}$ 的球形硅粉颗粒在流场中的转动情况,由图 13 可见,颗粒围绕其中心稳定旋转。当颗粒的中心与旋流中心有较大的偏心时,如图 14 所示,颗粒围绕其自身轴线旋转的同时,还围绕旋流中心转动,

也就是颗粒既有自转又有公转,图中虚线表示颗粒的公转轨迹。在偏心过大,颗粒尺寸较小的情况下,颗粒的公转半径逐渐变大,在喷口附近,流体速度剧增,颗粒切向速度急剧增大,直至所受的黏性阻力不足以提供向心力,颗粒飞出旋流场,如图 15 所示,实验中所用颗粒为虾卵,粒径约为 $80\ \mu\text{m}$ 。大量的实验表明:旋流场一定的条件下,颗粒尺寸不同时,颗粒的运动满足上述规律,但颗

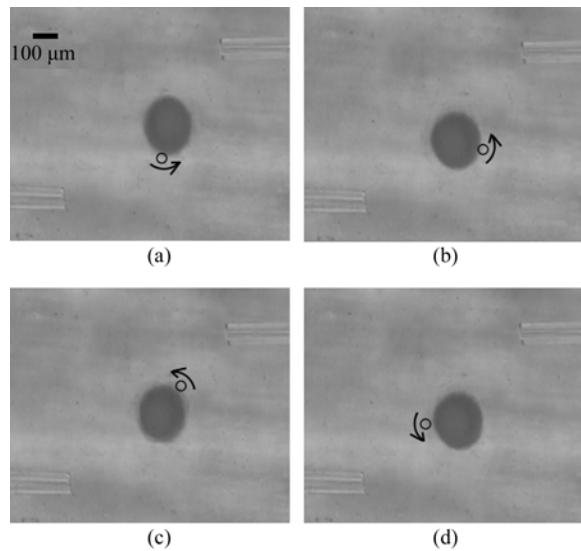


图 13 偏心较小时颗粒的旋转

Fig. 13 Rotation of particle in smaller eccentricity

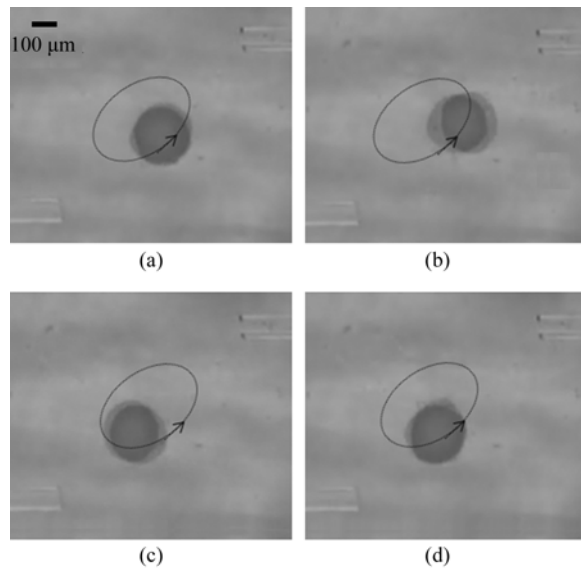


图 14 偏心较大时颗粒的旋转

Fig. 14 Rotation of particle in larger eccentricity

粒相对于旋流尺寸过小时,颗粒的公转半径增大,不利于颗粒在旋流场中稳定地旋转。

图 16 和图 17 为不规则形状颗粒的转动实验,其中图 16 为多边形颗粒,标记处为颗粒上的某一特征点,图 17 为椭球形颗粒,虚线为颗粒的长轴方向。实验表明,颗粒的形状变化时,颗粒仍然可以稳定自转。

4.3 讨论

从 4.2 节的实验可以看出,在有些实验中(如实验 16 和实验 17),微粒稳定旋转的中心与两支

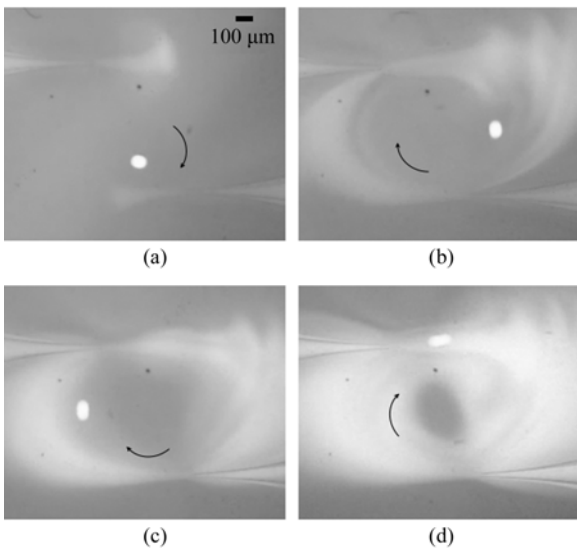


图 15 颗粒尺寸对旋转性能的影响

Fig. 15 Influence of particle size on rotation

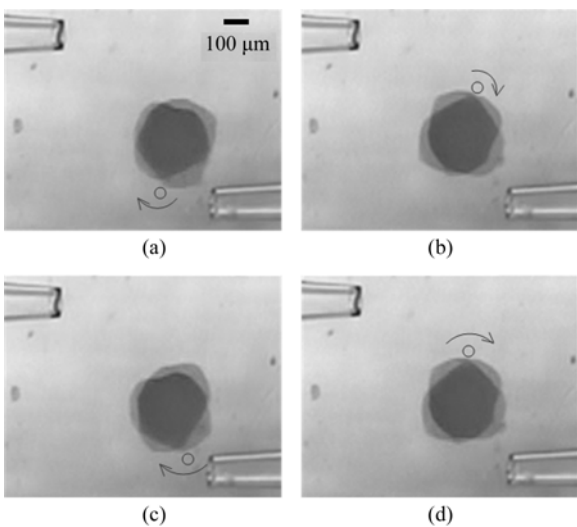


图 16 形状不规则颗粒转动实验 I

Fig. 16 Rotation experiment of irregular particles I

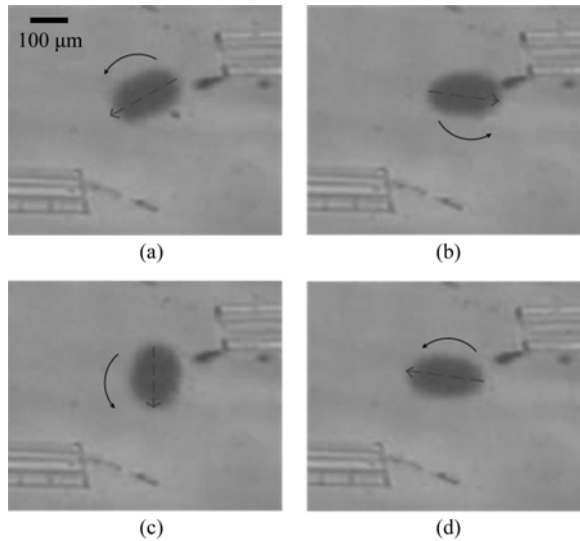


图 17 形状不规则颗粒转动实验 II

Fig. 17 Rotation experiment of irregular particles II

微管形成的中心并不重合,这主要是两支微管参数不完全对称、从微泵到微管的流体通道的不完全对称以及微管端面的不平整性等造成两支微管的喷射压力不完全一致,从而导致形成的旋流场中心发生偏移。

图 18 为相同条件下,不同颗粒转动角速度的实验结果与仿真结果比较。由图 18 可见,通过仿真得到的颗粒转动速度比真实结果要快。这主要是因为实验中所用硅粉颗粒密度较大,转动时与容器底面的摩擦,颗粒形状不规则,流体中混入灰尘造成流体阻力增大等因素的影响,总的来说仿真结果和实验结果还是比较吻合的。

大量的实验表明:半径为几个微米到几百个微米的颗粒均可以在旋流中稳定转动。颗粒的尺寸,形状改变时,颗粒的运动轨迹也会发生变化,

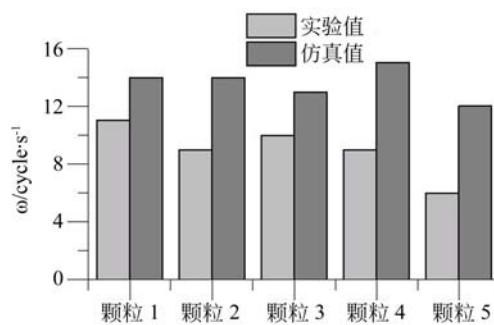


图 18 颗粒转速实验值与仿真值的对比图

Fig. 18 Comparison of experimental and numerical particle angular velocities

自转、公转的速度也不同。颗粒相对于旋流中心有偏心时,颗粒自转的同时还有公转,公转半径呈周期性变化。

当通过转动颗粒捕捉其姿态时,应尽量减少偏心,使颗粒稳定自转,从而有利于颗粒姿态的捕捉和调整;当模拟体内环境,进行细胞性能分析时,需要细胞在自转的同时进行公转。总之,根据应用环境不同颗粒的运动要求不同这一原则,调整流场参数,可以驱动颗粒按照不同的方式转动。

5 结 论

本文利用两支平行微管相对喷射产生的旋流

驱动流场内的颗粒稳定转动。实验发现当颗粒中心与旋流中心有偏心时,颗粒在流场中自转的同时还要围绕旋流中心公转,公转半径呈周期性变化。实验还发现颗粒的尺寸、形状、位置变化时,合理匹配流场参数,颗粒都会在旋流场内稳定旋转,并且不会离开旋流中心。颗粒运动轨迹与其偏心大小、形状、尺寸有关;减小颗粒初始位置的偏心,会减少公转成分,有利于颗粒姿态的捕捉和调整。

本研究还针对微米级的颗粒进行了分析和实验,当颗粒参数变化时合理匹配流场参数,所提出方法同样适用于不同尺寸、不同形状颗粒的驱动。

参考文献:

- [1] OH E H, LEE S H, LEE S H, *et al.*. Cell-based high-throughput odorant screening system through visualization on a microwell array[J]. *Biosensors and Bioelectronics*, 2014, 53: 18-25.
- [2] PALKOVA Z, VACHOVA L, VALER M, *et al.*. Single-cell analysis of yeast, mammalian cells, and fungal spores with a microfluidic pressure-driven chip-based system [J]. *Cytometry Part A*, 2004, 59(2): 246-253.
- [3] GASCOYNE P, SATAYAVIVAD J, RUCHIRAWAT M. Microfluidic approaches to malaria detection [J]. *Acta Tropica*, 2004, 89(3): 357-369.
- [4] CHENG X, IRIMIA D, DIXON M, *et al.*. A microfluidic device for practical label-free CD4(+) T cell counting of HIV-infected subjects[J]. *Lab on a Chip*, 2007, 7(2): 170-178.
- [5] KUMAR A, BIEBUYCK H A, WHITESIDES G M. Patterning self-assembled monolayers: applications in materials science [J]. *Langmuir*, 1994, 10(5): 1498-1511.
- [6] CUI Y, BJORK M T, LIDDLE J A, *et al.*. Integration of colloidal nanocrystals into lithographically patterned devices[J]. *Nano Letters*, 2004, 4(6): 1093-1098.
- [7] FORREST S R. The path to ubiquitous and low-cost organic electronic appliances on plastic [J]. *Nature*, 2004, 428(6986): 911-918.
- [8] ZHANG W J, FRAKES D H, BABIKER H, *et al.*. Simulation and experimental characterization of microscopically accessible hydrodynamic microvortices [J]. *Micromachines*, 2012, 3(2): 529-541.
- [9] MACDONALD M P, VOLKE-SEPULVEDA K, PATERSON L, *et al.*. Revolving interference patterns for the rotation of optically trapped particles [J]. *Optics Communications*, 2002, 201: 21-28.
- [10] HU J H, ZHU X B, ZHOU Y J, *et al.*. Principle of the rotation of small particles around a nodal point of strip in flexural vibration [J]. *Sensors and Actuators A: Physical*, 2012, 178: 202-208.
- [11] ANIFANDIS G, DAFOPOULOS K, MESSINI C I, *et al.*. Effect of the position of the polar body during ICSI on fertilization rate and embryo development [J]. *Reproductive Sciences*, 2010, 17(9): 849-853.
- [12] KATTERA S, CHEN C. Developmental potential of human pronuclear zygotes in relation to their pronuclear orientation[J]. *Human Reproduction*, 2004, 19(2): 294-299.
- [13] STODDART N R, FLEMING S D. Orientation of the first polar body of the oocyte at 6 or 12 o'clock during ICSI does not affect clinical outcome[J]. *Human Reproduction*, 2000, 15(7): 1580-1585.
- [14] SUSLOV D, VERBELEN J-P. Cellulose orientation determines mechanical anisotropy in onion epidermis cell walls [J]. *Journal of Experimental Botany*, 2006, 57(10): 2183-2192.
- [15] YUN H, KIM K, LEE W G. Cell manipulation in microfluidics [J]. *Biofabrication*, 2013, 5(2): 022001.
- [16] AOYAMA H, CHIBA N, FUCHIWAKI O, *et al.*. Non-contact bio cell manipulation by nonlinear micro flow around the vibrated pipette on micro robot [C]. *Proceedings of Twenty First American Society for Precision Engineering Annual*

- Meeting, USA: ASPE, 2006, 1.
- [17] 章维一, 侯丽雅, 田桂中. 显微注射中细胞位姿调节技术及实验研究[J]. 中国机械工程, 2009, 20(4): 409-412.
- ZHANG W Y, HOU L Y, TIAN G ZH. Mechanical analysis and experimental research on adjusting technology for cellular position and attitude in microinjection[J]. *China Mechanical Engineering*, 2009, 20(4): 409-412. (in Chinese)
- [18] 张勤, 苏刚, 黄维军, 等. 基于旋流的细胞姿态控制方法[J]. 机械工程学报, 2012, 48(2): 186-192.
- ZHANG Q, SU G, HUANG W J, *et al.*. Swirl-based control method of cell orientation[J]. *Journal of Mechanical Engineering*, 2012, 48(2): 186-192. (in Chinese)
- [19] ZHANG Q, HUANG W J, SU G, *et al.*. Experimental research on adjusting cell position and orientation with micro-fluid [J]. *Key Engineering Materials*, 2012, 516: 557-562.
- [20] 凌智勇, 丁建宁, 杨继昌, 等. 微流动的研究现状及影响因素[J]. 江苏大学学报: 自然科学版, 2002, 23(6): 1-5.
- LING ZH Y, DING J N, YANG J CH, *et al.*. Research advance in microfluid and its influencing factors [J]. *Journal of Jiangsu University: Natural Science*, 2002, 23(6): 1-5. (in Chinese)
- [21] 李战华, 周兴贝, 朱善农. 非极性小分子有机液体在微管道中的流量特性[J]. 力学学报, 2002, 34(3): 432-438.
- LI ZH H, ZHOU X B, ZHU SH N. Flow characteristics of non-polar organic liquids with small molecules in a microchannel[J]. *Acta Mechanica Sinica*, 2002, 34(3): 432-438. (in Chinese)
- [22] 郭烈锦. 两相与多相流动力学[M]. 西安: 西安交通大学出版社, 2002.
- GUO L J. *Two Phase and Multiphase Flow Mechanics*[M]. Xi'an: Xi'an Jiaotong University Press, 2002. (in Chinese)
- [23] 曹仲文, 袁惠新. 旋流场中分散相颗粒径向受力及径向速度方程[J]. 江南大学学报: 自然科学版, 2004, 3(5): 498-501.
- CAO ZH W, YUAN H X. The radial force and movement equation of particles in the swirling flow field [J]. *Journal of Jiangnan University: Natural Science Edition*, 2004, 3(5): 498-501. (in Chinese)
- [24] 李雪斌, 袁惠新, 曹仲文. 旋流场内分散相颗粒的受力特性分析[J]. 金属矿山, 2007(12): 101-103.
- LI X B, YUAN H X, CAO ZH W. Characteristics analysis of forces on dispersal particles in swirling flow field [J]. *Metal Mine*, 2007(12): 101-103. (in Chinese)
- [25] LI K, LI X B. Analysis to the forces and movement characteristic of the dispersal phase in swirling flow field [J]. *Advanced Materials Research*, 2012, 566: 140-144.

作者简介:



张 勤(1964—),女,辽宁锦州人,博士,教授,1991年于哈尔滨工业大学获得硕士学位,2000年于日本国立金泽大学获得博士学位,主要研究方向为机器人及其应用,微机电系统。E-mail: zhangqin@scut.edu.cn



王建华(1990—),男,湖北荆州人,硕士研究生,主要从事微机电系统方面的研究。E-mail: wjh278877417@126.com



黄维军(1969—),女,湖北武汉人,博士,讲师,1994年于武汉理工大学获得硕士学位,2006年于华南理工大学获得博士学位,主要研究方向为流体流动及高效传热技术。E-mail: huangwj@scut.edu.cn



青山尚之(1958—),男,日本东京人,教授,1983年、1988年于东京工业大学分别获得硕士、博士学位,主要从事微细作业机器人及应用、智能机械等方面的研究。E-mail: aoyama@mce.uec.ac.jp

(版权所有 未经许可 不得转载)