

Research  
Green Chemical Engineering: Soft Matter—Article

## 一种基于斯托克斯流的用于复杂流束轮廓编辑的通用工程方法

杨振宇, 南浪, 岑浩璋\*

Department of Mechanical Engineering, The University of Hong Kong, Hong Kong 999077, China

### ARTICLE INFO

#### Article history:

Received 24 September 2020

Revised 9 November 2020

Accepted 8 February 2021

Available online 9 April 2021

#### 关键词

微流控

流束轮廓

斯托克斯流

流体动力学聚焦

流动塑形

### 摘要

为了在微流控管道中实现诸如混合强化、反应控制和材料合成等应用,经常需要编辑其中的流束轮廓。传统的流束轮廓编辑方法通过激发惯性二次流,使管道中流体重新分布,然而在惯性流可以忽略的微流控环境中,难以借助这类方法形成流束轮廓。传统方法使用的对称式管道内结构也限制了可以创造的流束轮廓的多样性。此外,这类方法生成的每个流束轮廓均对应一个严格定义的特定流动环境,因而在有变化的流动环境中,难以再现这些轮廓。为了解决上述问题,我们提出一种基于非惯性二次流的工程方法来编辑流束轮廓:在微管道内部署一系列级联的具有不同几何形状的阶梯来操控处于斯托克斯流范围内的流体;通过调整这些微阶梯的形状可以定制输出任意的流束轮廓;设计数值式流束轮廓预测程序,可快速预测以任意次序排列的预定义的微阶梯所输出的流束轮廓。该方法可用于生成包括非对称流束轮廓在内的各种稳定的流束轮廓,并且广泛适用于多种微流控流动环境,促进对复杂微流场的预测和设计。

© 2021 THE AUTHORS. Published by Elsevier LTD on behalf of Chinese Academy of Engineering and Higher Education Press Limited Company This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

## 1. 引言

在微流控管道中,由于较小的管道尺寸和较高的液体黏度,流体通常处于低雷诺数( $Re$ )的层流状态。雷诺数可定义为 $Re = U \cdot L/\nu$ ,其中 $U$ 是管流的平均流速, $L$ 是管道的水力直径, $\nu$ 是工作液体的运动黏度。雷诺数代表了流体中惯性力和黏性力的相对重要程度。不同于倾向形成分散流体结构的多相流[1,2],单相流的流束在无外部干扰的情况下会在形状规则的管道中保持稳定不变的截面分布[3]。很多流体工程方法得到开发,可实现诸如生物分子分析[4]、高通量筛选[5]、化学反应控制[6–8]等需要调整管流分布的芯片实验室功能。其中一些方法特意增加流体的不稳定性以实现湍流混合,但

其流束轮廓未得到约束和控制[9]。尽管主动式高效操纵纵流体分布的方法,如电驱动[10]或磁驱动[11]已被广泛研究,但这些方法要求复杂的理论分析来实现精细的流动控制,并且专用的仪器设备以及复杂的系统搭建进一步阻止了这些方法的广泛应用。相反,一些被动式方法使用诸如人字形沟槽[12]、扩容腔室[13]或球形障碍[14]等特殊管道结构来生成管道内的横向二次流,并通过这些管道结构的集成,实现流体动力学聚焦[15–17]、三维形状微粒和纤维制备[18–20],以及用于颗粒聚集和分类的特定的流体泳动[21,22]。尽管这些流束轮廓编辑方法得到成功应用,但通常需要重复利用基础二次流范式而产生流束轮廓。此外,管道结构和流场的特定对应关系使得这些管道结构很难被推广

\* Corresponding author.

E-mail address: [ashum@hku.hk](mailto:ashum@hku.hk) (H.C. Shum).

用于产生不同形状的流束轮廓，生成新流束轮廓的管道设计过程仍然需要反复的尝试和修正，进而限制了设计过程的效率。因此，建立系统的流束轮廓编辑方法是十分必要的。

为了解决这个问题，研究人员发明了基于可配置的微管道结构的流体动力学聚焦方法，用于产生多种复杂流束轮廓[23,24]。这些方法在微流控管道内放置了按特定顺序排列的嵌入管壁式条形沟槽或微立柱，实现流动聚焦和塑形。通过调整立柱的横向位置和尺寸，可轻易调整二次流方向和作用范围，进而实现流束轮廓的可定制调控[14]。此外，这些方法可以通过程序来设计和预测管道最终输出的流束轮廓[24]。通过优化程序设计，可以根据目标输出轮廓反向设计微结构的序列[25]。借助这类方法，可制备三维结构微粒和纤维[23,26]，实现细胞聚焦和包裹[27]等多种应用。这些方法性能卓越，但绝大多数都在惯性流范围内操控流体，惯性流对环境变化反应十分灵敏，在惯性流范围内特定的轮廓编辑需要精确再现流体属性（如流体黏度）和流动状态（如雷诺数），因此所产生的轮廓易于受到流速波动的影响[28]，导致在特定流体环境下设计的轮廓难以在不同的流体环境中复现。此外，这些方法使用的微结构不仅会引起管流的惯性行为，还会因自身的不规则形状被动地改变流体的分布。这两种效果的耦合使微结构的形状与二次流运动的关系更加复杂，因此，微结构几何形状的改变可能会带来难以预测的二次流变化，导致微结构的设计过程没有明确的指导性原理。不同于惯性流，斯托克斯流中的惯性力远小于源于管道边界的黏性力。尽管惯性是所有流动系统的固有属性，但在许多低雷诺数（ $Re < 1$ ）的微流控环境、高黏性双水相系统以及高分子聚物流体中可以忽略不计[26]。因此，斯托克斯流对于流体环境变化反应不灵敏的特性可以促进微流控环境中流束轮廓的编辑。

本文报道了一种适用于斯托克斯流范围的流体系统的流束轮廓编辑方法，我们将其定义为“非惯性流体塑形”。以序列排布的微阶梯作为流体操控单元，研究阶梯改变流场分布的性能。为加速流束轮廓设计，我们开发了一个基于流束轮廓区域划分和对应流线追踪的轮廓预测程序，所预测的轮廓与实验观察结果高度一致。利用这些工具，我们进一步证明了本方法可生成多种形式的流束轮廓。相比传统的流束轮廓编辑方法，本方法可生成对流场波动不敏感流束轮廓，而且微流控管道可广泛应用于多种不同流体材料和流量组合。

## 2. 研究方法

### 2.1. 微阶梯近场流体分布的数值研究

在本研究中，微阶梯成对交错式分布于微管道的上下壁面。通过计算流体力学（CFD）获取流线和管道出入口的流束轮廓，来验证不同形状的微阶梯重新分布流体的效果。为了可视化单个阶梯附近的流束轮廓变化，追踪流体中无质量粒子的轨迹并且标记其与管道上下游的横截面交点的集合。仿真中，管流被视为单相层流，并基于以下假设简化模型：因为流体处于斯托克斯流范围，所以在求解流体系统的质量与动量守恒方程过程中未加入湍流模型；假设流体系统的环境温度恒定，并且管道中流体温度均匀一致，则可以忽略热传递对流场的影响；微流控管道的壁面被视为刚性并且不可渗透；管道入口条件定义为与实验条件一致的恒定流量流入，管道出口压强设定为一个标准大气压。使用商业软件Fluent（ANSYS Inc., USA）对仿真案例进行计算分析。

### 2.2. 给定微阶梯序列的输出流束轮廓的程序预测

通过程序将微流控管道入口处流束轮廓离散为流体微元，并将其沿流线变换至管道出口处轮廓上的相应位置，以实现管道出入口之间的流束轮廓转换。每个流体微元的横向位移由仿真计算所得的穿过其初始位置的迹线决定。首先，入口处的流束轮廓图案被离散为网格化的“像素”，每个像素的尺寸与该像素上速度的面积积分成反比，以保证穿过每个像素的流量都相等。其次，根据每个像素所在的行列位置确定像素的坐标。假设每个像素上流过的流体都具有相同的溶质浓度或荧光强度，则每个像素特征都可以用单一值来表示。因此，流束轮廓图像可被示为二维数值矩阵。再次，为获得仅包含单个微阶梯的管道的出入口流束轮廓图像上不同位置的流体微元的映射关系，通过仿真计算得到两轮廓图像之间的流线。提取流线与出入口流束轮廓像素的交点位置并将其转换为像素坐标，像素坐标之间的对应关系即为出入口流束轮廓的像素映射关系。在流束轮廓转换过程中，入口流束轮廓图像对应的数值矩阵中的元素值会按照像素映射关系重新排列位置以构建出口处轮廓图像。如果仿真中有数条流线始于同一像素，则该像素对应的矩阵元素值将被平均分到每条流线上。每个微阶梯的轮廓转换函数只需计算一次，并且可以储存在函数库中供后续使用。对于具有多个顺序排列的微阶梯的管道，通过对入口流束轮廓的数值矩阵依次叠加每个微

阶梯的轮廓转换函数即可得到出口的轮廓矩阵。最后，根据出口轮廓矩阵中每个元素的值和坐标确定对应像素的特征和尺寸，进而重建出口流束轮廓图像。此外，管道中流场的俯视图可以根据沿竖直方向累加轮廓矩阵元素所得的一维矩阵重建得到。该程序使用Python 3.7语言编写，并使用了NumPy 1.18.1、SciPy 1.4.1、Pandas 1.0.1，以及Pycairo 1.19.1代码包。

### 2.3. 特殊结构管道的微加工

为使每个微阶梯附近的流体分布不受其他微阶梯影响，在入口管道交汇处和每个微阶梯之间需提供足够大的距离，以确保微阶梯影响范围之外的流体都能得到充分发展。为了更好地对准两层聚二甲基硅氧烷 (PDMS) 板，需在每块板上布置三角形和矩形结构作为对准标记，并沿着微流控管道两侧分布以精确对准两块板上管道的空间位置和管道内精细结构（见附录A中的图S1）。管道的顶部和底部管壁都有微阶梯，因此将管道沿水平中心平面分成两部分分别制造。每个部分都包含单层的微结构（见附录A中的图S2）。包含各个微流控管道部分的PDMS板由传统光刻翻模成型技术制作。首先，将SU-8光刻胶（SU-8 2075, Kayaku Advanced Materials, USA）旋涂在硅片（N100, University Wafer, USA）上，并通过光刻制作管道模具。随后，将PDMS（Sylgard 184, Dow Corning, USA）浇筑到模具上，并在65 °C下烘烤6 h，固化至高硬度。包含管道底层结构的PDMS板从模具上剥离后，首先用等离子体清洗机（PDC-002, Harrick, USA）激活其表面，然后将其键合到载玻片（ISOLAB, Germany）上，随后与顶层PDMS板键合，在95 °C下进一步烘烤以加强键合面的强度。在每次实验前，向管道注入乙醇对管壁进行亲水处理，以防管道结构的尖角处有气泡残留。

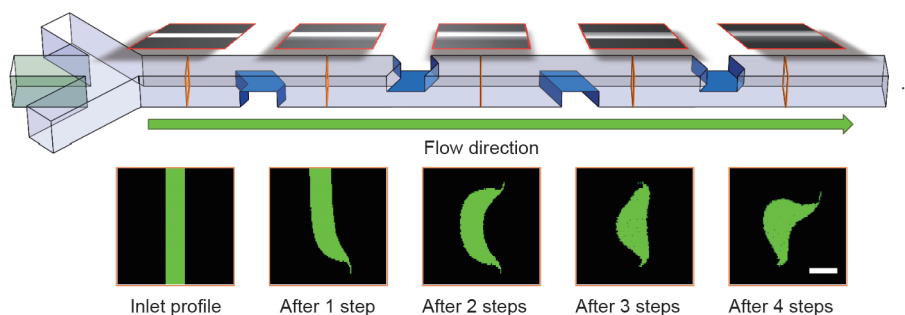
### 2.4. 流束轮廓的实验验证

为了验证定制的流束轮廓，我们使用了由80%的甘油（Sigma-Aldrich, USA）和20%的去离子水构成的高黏性混合物作为管流液体来保证斯托克斯流状态。为了实现单相流中不同流束轮廓的可视化，用浓度为 $2 \text{ mg} \cdot \text{L}^{-1}$ 的荧光素对目标流进行标记。使用注射泵组（neMESYS 290N, CETONI, Germany）将染色液体和透明液体从不同分支入口注入管道，形成垂直色带形状的入口流束轮廓。通过修改入口处各支流的相对流速来调整流束轮廓的宽度和位置。在流体达到稳定状态后，使用荧光显微镜（Leica Camera, Germany）拍摄流束分布的俯视图，并使用共聚焦显微镜（LSM 710 NLO, ZEISS, Germany）和图像处理软件（ZEN2010 Black Edition, ZEISS, Germany）获取横截面处的流束轮廓。

## 3. 结果与讨论

### 3.1. 非惯性流体塑形的表现和可行性

我们在矩形截面的微管道内，部署了具有几何形状的微阶梯来诱导流动变形。当无惯性流体流经这些阶梯时，管道形状的变化导致流体原本的空间排列被打乱，流束轮廓随之变形。管道中每个微阶梯都是独立的流体编辑单元，并且不同的几何形状引起不同的轮廓变形。依次部署不同几何形状的阶梯以产生多种复杂的流束轮廓（图1）。本方法所应用的以序列的微结构来编辑流束轮廓的概念与之前报道的研究方法类似[24,29]，但先前的方法利用流体的惯性来引发横向二次流，因此只能在雷诺数相对较高（ $Re > 5$ ）的环境下生效。此外，流体的惯性行为对流速和管道边界的几何形状的变化非常灵敏。因此，为了在预先确定的工作流体中编辑所需的轮廓，流动环境条件必须是唯一且稳定的。



**图1.** 非惯性流体塑形方法的概述。微阶梯交替地部署在微管道顶壁和底壁上。目标流体的流束轮廓在经过序列的微阶梯时逐步成形。微管道上方红色边框的图像为微管道中橙色线条所示位置的流场分布的俯视图。第一、二、四个微阶梯为非对称人字形，且两侧边的斜角为 $60^\circ$ ；第三个微阶梯与微管道轴线呈 $60^\circ$ 角。微管道下方图像为每个横截面位置对应的流束轮廓（比例尺：50  $\mu\text{m}$ ）。



在流束轮廓编辑工程中很少考虑使用斯托克斯流，因为它的无惯性表现使流束轮廓在流体微元流经简单障碍物（如立柱和球体）时无法产生不可逆形变[14,24]。因此，基于斯托克斯流的流束轮廓编辑工程需要更复杂的管内微结构。为了模拟研究斯托克斯流体系中流体产生变形的条件，我们数值模拟了不同形状的阶梯周围的流体分布[图2 (a)]。模拟发现流束轮廓变形分为两个阶段：第一个阶段，原本矩形条状的流束轮廓被非线性地压缩以适应阶梯上游部分的截面形状，阶梯几何形状的变化使局部流向阶梯面的法线方向偏转；第二个阶段，被压缩的流束轮廓恢复为矩形条状，阶梯近端的二次流向阶梯下游侧面的反法线方向偏转[图2 (b)]。为了恢复初始的流束轮廓，所有发生位移的流体微元必须返回至其原本的横截面位置。前后对称的阶梯确保了流体微元将沿着前后相反的路径移动到原来的位置，而横向对称的阶梯确保了各个方向的流体微元将有相等的位移。因此，微阶梯需要前后对称或横向对称以便使流束轮廓在流体微元流经阶梯前后时保持一致。轴向或横向没有几何对称的阶梯将导致轮廓的挤压和恢复无法相互

平衡，引发流束轮廓最终变形。

与惯性流对流动环境条件敏感的特点不同，斯托克斯流的行为受流动环境条件影响较小。我们用数值模拟研究了不同流速下阶梯附近的流体分布。当雷诺数低于1时，无论管道的尺度或总流量如何变化，每个阶梯输出的流束轮廓是不变的[图3 (a)]。而在雷诺数为5和10的情况下，阶梯输出的流束轮廓均发生了不同的形变，表明惯性流的存在。因此，本方法适用于雷诺数小于1的情况，此时，惯性力的影响可以忽略不计，阶梯的几何形状决定了附近流体的重新分布。因此，一旦确定了管道内的阶梯结构，就可在斯托克斯流范围内的多种不同流动环境条件下，使用该管道产生一致的二次流。

阶梯对流体的重新分布可通过修改阶梯的几何形状、尺寸和位置来调整。为了减少定义阶梯所需的参数，我们使用四棱柱作为阶梯的基本组成部分，其两侧面平行于管道的轴向，上下游方向的面倾斜于管道的轴线，并且所有的阶梯都具有统一的高度。这种阶梯架构可确保只有上下游方向的阶梯侧面参与调节流体形变。通过

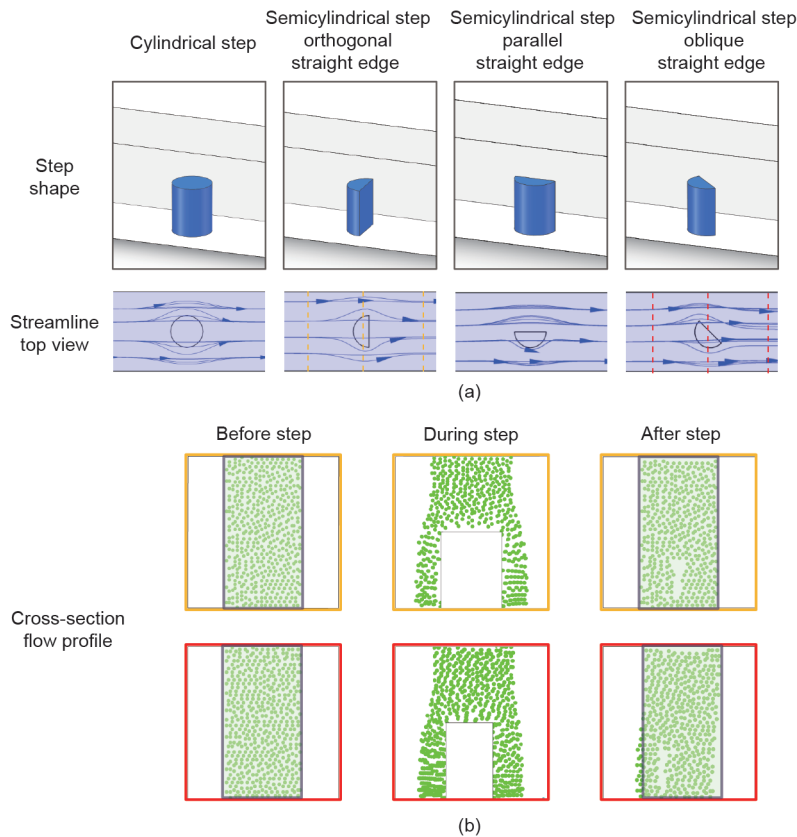


图2. 斯托克斯流范围内不同微阶梯引发的流束轮廓形变。(a) 圆柱形微阶梯（左图）、直边分别正交和平行于管道轴线的半圆柱形微阶梯（中图），以及直边呈一定倾角的半圆柱形微阶梯（右图）附近的流体分布；(b) 微阶梯上游、附近和下游的流束轮廓（黄色和红色边线的流束轮廓对应于俯视图中黄色和红色边线标示的横截面位置；流束轮廓由流线与横截面的交点组成）。

调整阶梯上游和下游侧面的轴向倾角以改变流束轮廓的局部形状。此外，还可以平行连接多个阶梯的基本组成部分，形成复合形状的阶梯，从而实现更多样化方向和幅度的流动变形。由于阶梯只改变其附近有限区域的流束轮廓，因此可通过调整阶梯的大小和横向位置以控制轮廓局部变形的程度和范围。

在管道内依次部署各种配置的阶梯以产生更复杂的流束轮廓。相邻微阶梯的间距足够大，以确保微阶梯之间的流体可以充分发展，以使每个阶梯可独立转换轮廓。由于阶梯对流束轮廓的转换是非线性的，因此阶梯的顺序也会影响输出的流束轮廓。由于对每个阶梯的参数值的定义不受限制，而且可能的参数值组合随阶梯序列长度呈指数增长，因此利用本方法生成的流束轮廓的数量在理论上是无穷多的。然而，由于阶梯和管道的高度比通常保持在0.5以下，因此阶梯对面的管壁附近的

轮廓几乎不受影响。另外，过度提高阶梯高度会明显挤压流体并可能引起流体的惯性表现。因此，将所有的阶梯部署在单一的管壁上难以编辑整个流束轮廓。相反，在上下相对的管壁上成对部署阶梯分布，不仅可以产生全局的二次流动，而且还可以通过顶部和底部管壁上的不同阶梯组合来改变流束轮廓[图3(b)]。然而，这种微管道需要微机械加工[29]等复杂的制造工艺和设备，而这些方法很难基于常规的单层PDMS结构制备技术实现。为了解决这个问题，阶梯被交替放在两个相对的管壁上，阶梯与管道高度比为0.5。因此，管道结构可以被分解为两个单层的PDMS结构，研究人员可在不经特殊培训的情况下，将两层PDMS结构在光学显微镜下准确地手动对准键合。通过结合数值设计和双层微管道结构制备方法，显著降低了微管道阶梯设计和制造的复杂程度，从而加快了生成复杂流束轮廓的管道设计和原型

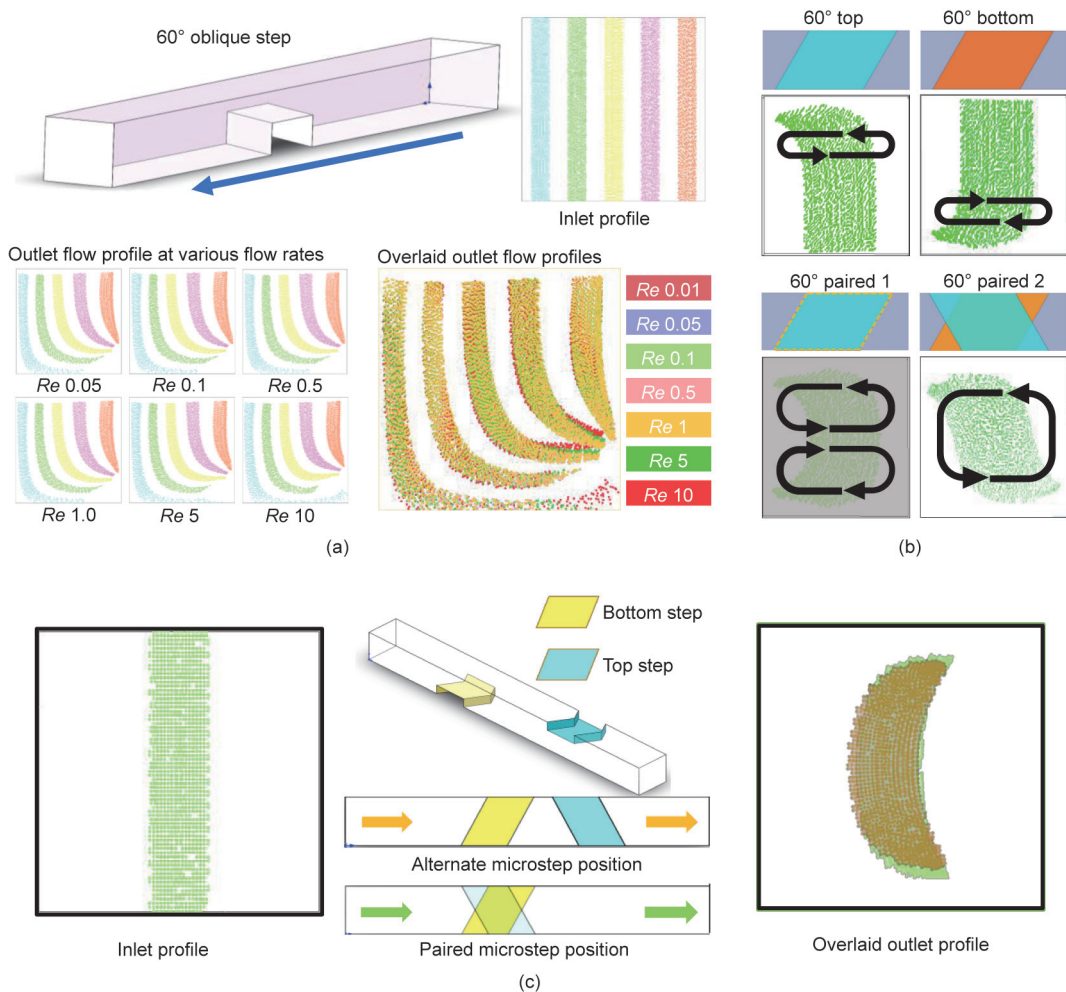


图3. 不同配置的微阶梯产生的二次流图案。(a) 单个微阶梯在不同雷诺数情况下输出的流束轮廓；(b) 单个微阶梯与成对微阶梯产生的流束轮廓形变效果的比较（点云表示来自不同管道入口的流线与横截面的交点，箭头表示横向二次流的趋势）；(c) 成对部署的阶梯与交替部署的阶梯产生的流束轮廓形变的比较（右下图中橙色和绿色的流束轮廓分别是交替分布微阶梯的微管道和成对分布微阶梯的微管道中由数值方法预测的流束轮廓）。

制造进度。虽然在当前管道结构框架下相对管壁上的阶梯是呈交错单独排列的，但仍然与成对部署的阶梯有相似的表现，并且可以协同改变流体形状[图3(c)]。

### 3.2. 基于程序的流束轮廓的预测和验证

尽管用CFD方法能够准确地预测单个阶梯周围的流束轮廓，但仿真计算具有多个阶梯的管道则需要大量的网格，才能达到符合要求的总体误差水平，因此在此情景下难以直接使用模拟计算。此外，每次管道局部结构的调整都需要重新模拟计算整个管道的流场，极大限制了管道结构设计的效率。为了高效地预测给定阶梯序列输出的流束轮廓，先前的研究[25,30]把使用的微结构转换成独立的变换函数，并将这些函数按阶梯序列叠加。依据这种逻辑，我们开发了一种基于离散化流束轮廓的紧凑算法以实现流束轮廓的连续变换，原理如本文第2节所示。通过得出收敛且独立于网格划分的结果可确保CFD仿真结果的准确性。尽管局部流场信息存在损失，模拟计算所得的流动分布俯视图在数个阶梯后，仍能与实验结果高度吻合[图4(a)]。

依照前述流程从计算出的流线信息建立流束轮廓转换函数，并对轮廓矩阵的元素值以对称的上下阈值进行过滤，从而在数值误差不变的条件下输出完整轮廓。以与管道等宽的条形阶梯为例，采用目前的模拟和转换函数的参数设置，可以预测长达15个微阶梯序列的输出流束轮廓和流动分布俯视图[图4(c)]，预测结果与实验结果有较好的一致性。同时实验证明了输出流束轮廓在流速从 $400 \mu\text{L}\cdot\text{h}^{-1}$ （雷诺数约为 $9.6\times 10^{-4}$ ）到 $3200 \mu\text{L}\cdot\text{h}^{-1}$ （雷诺数约为 $7.7\times 10^{-3}$ ）的变化范围内都能保持稳定一致，这表明该程序可以在不经修改的条件下用于广泛的流动环境条件[图4(d)]。本方法也可在雷诺数高于1的流动环境下输出与雷诺数低于1时产生的流束轮廓相似的轮廓（尽管会因惯性二次流的存在而产生轻微非线性扭曲，且该扭曲会随着雷诺数的增加和阶梯数的增加而加剧）。因此，为了确保各种流速和流体运动状态下的流束轮廓高度一致，我们建议仅在斯托克斯流范围内编辑流束轮廓。尽管本方法要求低雷诺数条件，但对于许多微流控应用中使用的高黏度流体，流速仍然允许达到每秒数毫升的流量[图4(e)]。然而，目前的轮廓转换程序在按照流线分配和转换轮廓矩阵值的过程中，部分轮廓像素值可能会逐渐损失减弱。因此，随着微阶梯数量的增加，整个轮廓像素强度会不可避免地减弱[图4(b)]。这种系统误差可通过进一步缩小滤波器的通带来

减弱。此外，在预测微阶梯序列输出轮廓时，在转换函数的迭代过程中，CFD仿真过程产生的轮廓信息丢失被放大，因而限制了可准确预测流束轮廓的微阶梯序列的最大数量。

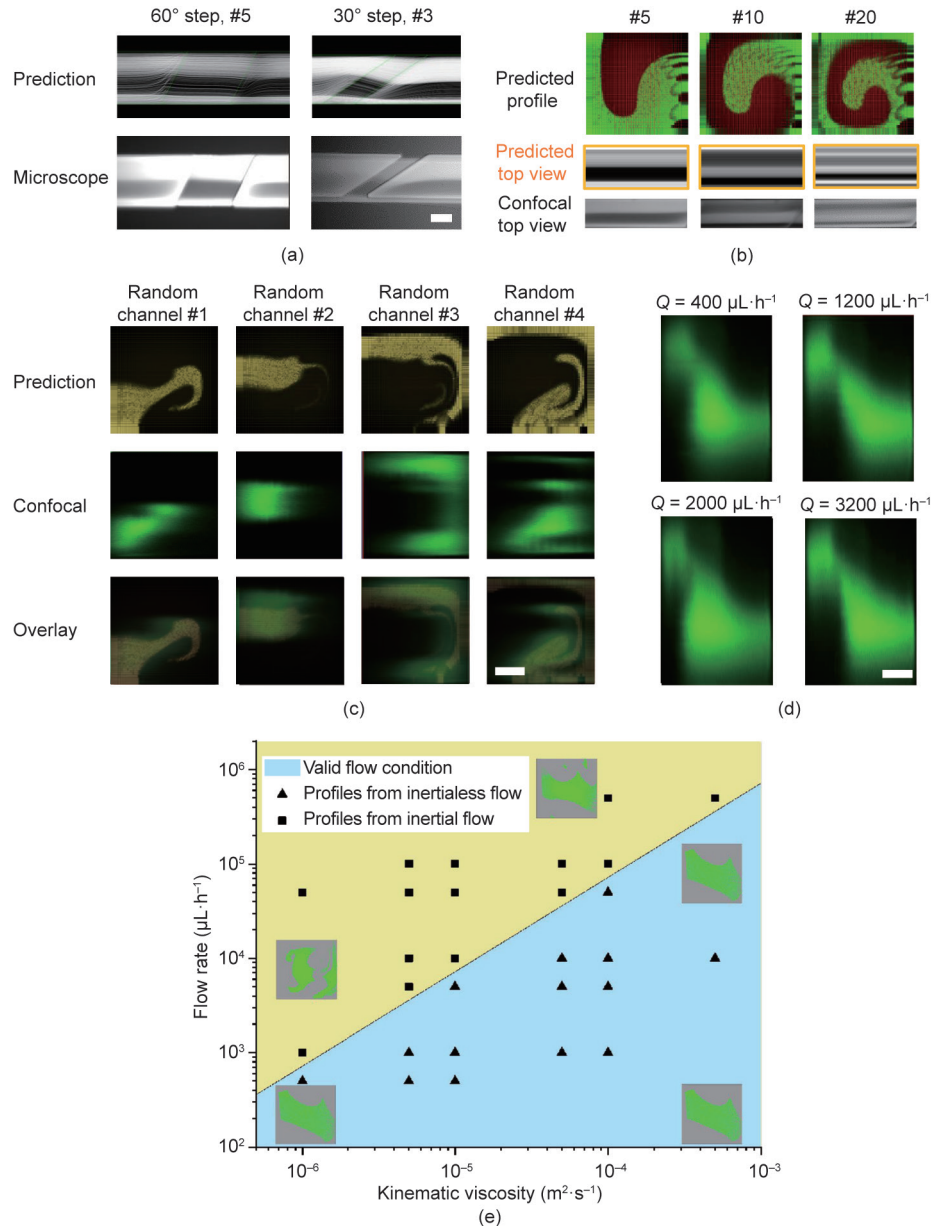
### 3.3. 交替侧微阶梯的非惯性流体塑形

利用流束轮廓预测程序可以高效地研究交替部署于对侧管壁的微阶梯塑造流束轮廓的能力。我们在初步测试中使用了4个微阶梯的变换函数。将这些变换函数以不同的顺序应用于同一入口流束轮廓，得到了流体动力学聚焦的具有不同细节特征组合的流束轮廓，比如图5(a)轮廓中的不同朝向的钩形尖端。这些特征可以根据用户的需要使用不同的微阶梯进行专门调整，以实现不同的目标功能。通过提高微阶梯的数量和多样性可以实现非直观的流束轮廓转化。此外，具有流体动力学聚焦和轮廓图形旋转等特定轮廓转换功能的管道结构可以作为标准设计模块，被储存到转换函数库中以直接应用于功能更复杂的管道的设计。通过增加入口的条形轮廓的数量，可以生成由多个不同形状的局部轮廓组成的复合流束轮廓。在实验中通过增加入口分支管道数量，并注入不同标记的流体来控制入口处轮廓的条带数量，从而形成复合输入轮廓[图5(b)]。一般来说，编辑流束轮廓的策略通常借助流体动力学聚焦方法，使目标流束远离管壁，然后使用简单形状的阶梯塑造流束轮廓的整体形状，最后使用影响局部范围的阶梯塑造轮廓细节特征。

与以往基于惯性的轮廓编辑方法相比，本方法避免了对流体惯性表现的依赖，从而有利于低雷诺数场景中的轮廓塑造。此外，基于流动惯性的方法（通过立柱[24]或其他在竖直方向上对称的微结构[29,31]来改变流束轮廓的形状）很难生成非对称的流束轮廓[23,24,29]。相比之下，本方法使用的阶梯在避免增加管道结构复杂程度的同时可自由设置其对称性，因此可以扩展到非对称轮廓的编辑。

为了使轮廓编辑方法具有通用性，流束轮廓必须在广泛的流动环境条件下具有可重复性。在传统流束轮廓编辑方法中，流束轮廓的形变取决于管道内结构的几何形状和流动的惯性以及流量等条件。因此，设计过程中使用的特定流动条件限制了流束轮廓的复现。工作流体材料的变化或流动环境的波动可能会导致轮廓的显著变形[23]，使得用传统方法设计的流束轮廓很难在相同的管道设置下用不同的流体材料或流动环境来再现。相比





**图4.** (a) CFD仿真与实验观察所得的流体分别经过5个60°倾角微阶梯和3个30°倾角微阶梯后的流线分布的比较 (比例尺: 100 μm)。 (b) 经过20次迭代变形后的流束轮廓及其对应的流场分布俯视图的预测结果与实验结果相匹配, 图中#5、#10、#20分别表示经过5、10、20个微阶梯后的流束轮廓的预测图案。 (c) 流体流过15个微阶梯后形成的流束轮廓的预测结果与实验结果 (比例尺: 50 μm)。 (d) 实验中同一构造的微流控管道在不同流量条件下生成的流束轮廓。实验中微管道横截面上的流束轮廓由共聚焦显微镜拍摄的竖直方向层叠的微管道图像重组得到, 微管道中流体分布俯视图由荧光显微镜拍摄 (比例尺: 50 μm)。 (e) 不同流体黏度和流量下的流束轮廓的相图 (图中蓝色背景区域为非惯性流体范围, 黄色背景区域为惯性流束轮廓编辑范围; 相线上的流体的雷诺数等于1, 相线以上的流体环境开始出现明显的惯性二次流; 图中的流束轮廓均在同一微管道内产生, 各流束图像在相图中的位置对应其在流体环境的黏度和流量)。

之下, 无惯性流的流动分布只取决于管道的边界形状, 只要满足斯托克斯流动条件, 任何黏度的流体或流速都可以被重现设计所需的流束轮廓 (表1)。在实验中, 即使流量被扩大8倍, 实验观察到的流束轮廓仍然是一致的 [图4 (d)]。此外, 归一化的流束轮廓对管道长宽比的变化不敏感。因此, 结构相似但长宽比不同的管道仍可生成高度相似的流束轮廓 [图5 (c)]。对流动环境条

件和管道几何形状的依赖的减少, 极大简化了流束轮廓的设计过程。此外, 对于设计好的流束轮廓和相应的管道结构, 可以在各种应用场景中对其进行循环使用, 而不需要根据具体的流动环境条件进行调整。尽管有诸多优点, 非惯性流动塑形方法也有局限性。在模拟中, 管壁被假定为无滑动边界, 但现实中的流体在管壁上有滑移。理论上, 管壁的浸润性会影响流体滑移的强度, 从

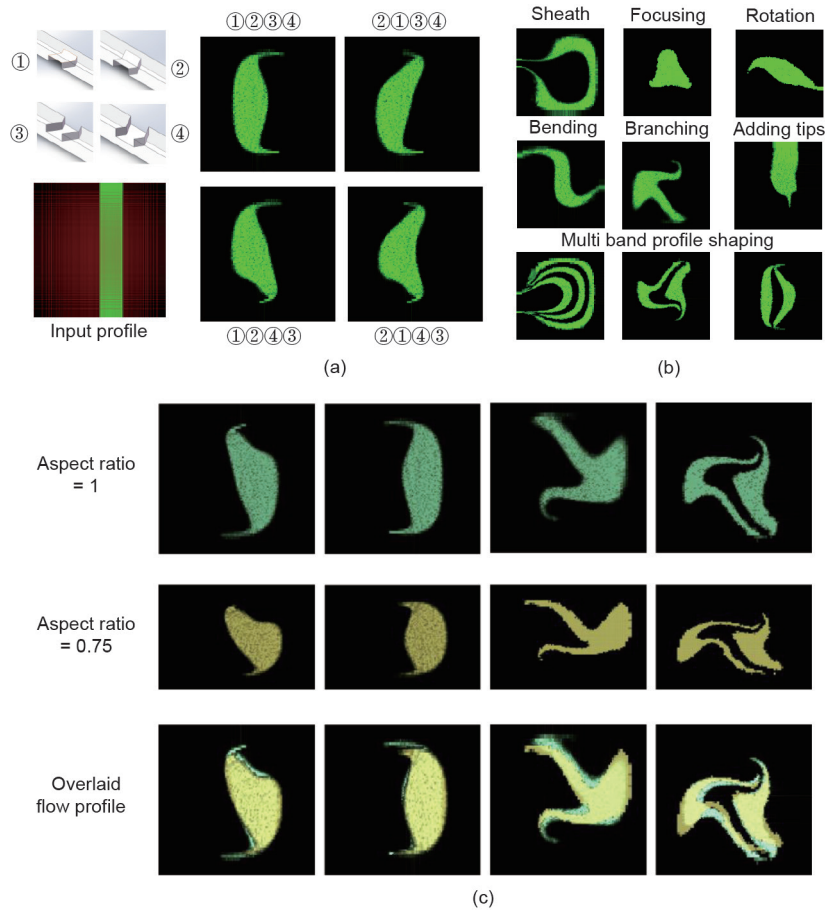


图5. 由程序设计和预测的流束轮廓。(a) 同一组微阶梯可以实现不同的细节特征 (阶梯①和③为非对称人字形, 侧边与管道轴线呈 $60^\circ$  夹角, 阶梯②和④分别由阶梯①和③沿管道轴线镜像得到); (b) 可生成的流束轮廓示例 (所使用的微阶梯组和微阶梯序列见附录A中的表S1和表S2); (c) 不同宽高比 (1和0.75) 下流束轮廓的变化。

表1 非惯性流动塑形和基于惯性的流束轮廓方法的比较

Item	Inertialess flow shaping	Inertia-based flow engineering
Microstructure type	Steps	Pillars/grooves
Channel structure levels	2 layers	1 or 3 layers
Step shape complexity	Complex	Simple
Inertial flow	Unwanted	Necessary
Flow rate	Low	1–2 magnitudes higher
Profile symmetry	Optional	Inherent
Profile universality	Reproducible with variable flow rate and viscosity	Reproducible only with specific flow conditions

而影响管道中的流动分布[32]。实验中观察到的流动分布和程序预测结果之间没有明显差异, 说明阶梯的浸润性对流动分布的影响很小。然而, 当将工作流体从甘油溶液转换为硅油后, 管壁浸润性发生了巨大变化, 流束轮廓可能会受到明显的变化 (见附录A中的图S3)。因此, 非惯性流动塑形方法更适合PDMS管道与水基的流体所组成的系统。此外, 本方法的适用流速范围比传统基于惯性流的方法小一到两个数量级, 相对限制了微管道制备纤维或微粒的效率。

## 4. 结论

本工作中, 我们提出了一种适用于斯托克斯流范围的基于微阶梯的通用流束轮廓编辑方法。通过调整阶梯的几何形状、大小和横向位置以定制流束轮廓的变形。通过在管道内依次排列各种阶梯以生成复杂的流束轮廓。此外, 我们还开发了离散化流束轮廓转换程序以预测管道输出的流束轮廓, 预测结果和实验观测结果有很好的 consistency。与传统的流束轮廓工程方法相比, 非惯性



流动塑形方法可生成更多样的流束轮廓。在斯托克斯流范围内运作的特性赋予其简化的轮廓设计流程，可以方便地推广应用于多种流动条件和流体材料。本方法为雷诺数低于1的流动体系的流束轮廓编辑工程提供了实践指导，从而促进了其在异形微纤维和微粒制备过程中的应用。

## 致谢

本工作得到了香港研究资助局（RGC）的优配研究金（17306315、17304017和17305518）和研究影响基金（R7072-18）、国家自然科学基金委员会（NSFC）优秀青年科学基金项目（香港和澳门，21922816）、香港大学2017/2018年度战略性跨学科研究计划种子资金（Seed Funding for Strategic Interdisciplinary Research Scheme）以及四川省科技计划（2018JZ0026）的资助。感谢任勇博士对中文译稿给予的建设性的指导和意见。

## Compliance with ethics guidelines

Zhenyu Yang, Lang Nan, and Ho Cheung Shum declare that they have no conflict of interest or financial conflicts to disclose.

## Appendix A. Supplementary data

Supplementary data to this article can be found online at <https://doi.org/10.1016/j.eng.2021.02.008>.

## References

- [1] Cai QW, Ju XJ, Zhang SY, Chen ZH, Hu JQ, Zhang LP, et al. Controllable fabrication of functional microhelices with droplet microfluidics. *ACS Appl Mater Interfaces* 2019;11(49):46241–50.
- [2] Geng Y, Ling SD, Huang J, Xu J. Multiphase microfluidics: fundamentals, fabrication, and functions. *Small* 2020;16(6):1906357.
- [3] Stroock AD, Dertinger SK, Ajdari A, Mezic I, Stone HA, Whitesides GM. Chaotic mixer for microchannels. *Science* 2002;295(5555):647–51.
- [4] Burns MA, Johnson BN, Brahma Sandra SN, Handique K, Webster JR, Krishnan M, et al. An integrated nanoliter DNA analysis device. *Science* 1998;282(5388):484–7.
- [5] Simonnet C, Groisman A. Two-dimensional hydrodynamic focusing in a simple microfluidic device. *Appl Phys Lett* 2005;87(11):114104.
- [6] Losey MW, Schmidt MA, Jensen KF. Microfabricated multiphase packed-bed reactors: characterization of mass transfer and reactions. *Ind Eng Chem Res* 2001;40(12):2555–62.
- [7] Wang FJ, Huang JP, Xu JH. Continuous-flow synthesis of the azo pigment yellow 14 using a three-stream micromixing process. *Org Process Res Dev* 2019;23(12):2637–46.
- [8] Chen D, Zhao CX, Lagoin C, Hai M, Arriaga LR, Koehler S, et al. Dispersing hydrophobic natural colourant  $\beta$ -carotene in shellac particles for enhanced stability and tunable colour. *R Soc Open Sci* 2017;4(12):170919.
- [9] You JB, Kang K, Tran TT, Park H, Hwang WR, Kim JM, et al. PDMS-based turbulent microfluidic mixer. *Lab Chip* 2015;15(7):1727–35.
- [10] Lim CY, Lam YC, Yang C. Mixing enhancement in microfluidic channel with a constriction under periodic electro-osmotic flow. *Biomicrofluidics* 2010;4(1):014101.
- [11] Lu LH, Ryu KS, Liu C. A magnetic microstirrer and array for microfluidic mixing. *J Microelectromech Syst* 2002;11(5):462–9.
- [12] Williams MS, Longmuir KJ, Yager P. A practical guide to the staggered herringbone mixer. *Lab Chip* 2008;8(7):1121–9.
- [13] Lin Y, Yu X, Wang Z, Tu ST, Wang Z. Design and evaluation of an easily fabricated micromixer with three-dimensional periodic perturbation. *Chem Eng J* 2011;171(1):291–300.
- [14] Amini H, Sollier E, Weaver WM, Di Carlo D. Intrinsic particle-induced lateral transport in microchannels. *Proc Natl Acad Sci USA* 2012;109(29):11593–8.
- [15] Lee MG, Choi S, Park JK. Three-dimensional hydrodynamic focusing with a single sheath flow in a single-layer microfluidic device. *Lab Chip* 2009;9(21):3155–60.
- [16] Eluru G, Julius LAN, Gorthi SS. Single-layer microfluidic device to realize hydrodynamic 3D flow focusing. *Lab Chip* 2016;16(21):4133–41.
- [17] Golden JP, Justin GA, Nasir M, Ligler FS. Hydrodynamic focusing—a versatile tool. *Anal Bioanal Chem* 2012;402(1):325–35.
- [18] Hou K, Li Y, Liu Y, Zhang R, Hsiao BS, Zhu M. Continuous fabrication of cellulose nanocrystal/poly(ethylene glycol) diacrylate hydrogel fiber from nanocomposite dispersion: rheology, preparation and characterization. *Polymer* 2017;123:55–64.
- [19] Paulsen KS, Di Carlo D, Chung AJ. Optofluidic fabrication for 3D-shaped particles. *Nat Commun* 2015;6:6976.
- [20] Zhao X, Bian F, Sun L, Cai L, Li L, Zhao Y. Microfluidic generation of nanomaterials for biomedical applications. *Small* 2020;16(9):1901943.
- [21] Song S, Choi S. Inertial modulation of hydrophoretic cell sorting and focusing. *Appl Phys Lett* 2014;104(7):074106.
- [22] Gao R, Cheng L, Wang S, Bi X, Wang X, Wang R, et al. Efficient separation of tumor cells from untreated whole blood using a novel multistage hydrodynamic focusing microfluidics. *Talanta* 2020;207:120261.
- [23] Nunes JK, Wu CY, Amini H, Owsley K, Di Carlo D, Stone HA. Fabricating shaped microfibers with inertial microfluidics. *Adv Mater* 2014;26(22):3712–7.
- [24] Amini H, Sollier E, Masaeli M, Xie Yu, Ganapathysubramanian B, Stone HA, et al. Engineering fluid flow using sequenced microstructures. *Nat Commun* 2013;4:1826.
- [25] Stoecklein D, Davies M, de Rutte JM, Wu C-Y, Di Carlo D, Ganapathysubramanian B. FlowSculpt: software for efficient design of inertial flow sculpting devices. *Lab Chip* 2019;19(19):3277–91.
- [26] Wu CY, Owsley K, Di Carlo D. Rapid software-based design and optical transient liquid molding of microparticles. *Adv Mater* 2015;27(48):7970–8.
- [27] Wu C-Y, Stoecklein D, Kommajosula A, Lin J, Owsley K, Ganapathysubramanian B, et al. Shaped 3D microcarriers for adherent cell culture and analysis. *Microsyst Nanoeng* 2018;4(1):21.
- [28] Stoecklein D, Di Carlo D. Nonlinear microfluidics. *Anal Chem* 2019;91(1):296–314.
- [29] Boyd DA, Shields AR, Howell PB Jr, Ligler FS. Design and fabrication of uniquely shaped thiol-ene microfibers using a two-stage hydrodynamic focusing design. *Lab Chip* 2013;13(15):3105–10.
- [30] Stoecklein D, Davies M, Wubshet N, Le J, Ganapathysubramanian B. Automated design for microfluid flow sculpting: multiresolution approaches, efficient encoding, and CUDA implementation. *J Fluids Eng* 2017;139(3):031402.
- [31] Daniele MA, Boyd DA, Adams AA, Ligler FS. Microfluidic strategies for design and assembly of microfibers and nanofibers with tissue engineering and regenerative medicine applications. *Adv Healthc Mater* 2015;4(1):11–28.
- [32] Qi H, Liang A, Jiang H, Chong X, Wang Y. Effect of pipe surface wettability on flow slip property. *Ind Eng Chem Res* 2018;57(37):12543–50.