

# 基于微丝的PDMS微流动通道制作技术

贾月飞, 蒋稼欢\*, 马晓东, 李远, 黄和鸣, 蔡坤宝, 蔡绍哲, 吴云鹏

重庆大学生物工程学院, 重庆 400044;

重庆大学通信工程学院, 重庆 400044

\* 联系人, E-mail: [jhuan@cqu.edu.cn](mailto:jhuan@cqu.edu.cn)

2007-12-29 收稿, 2008-07-31 接受

科技部国际科技合作重点项目(编号: 2005DFA00190)、国家“111 计划”(编号: B06023)及重庆大学研究生科技创新基金(编号: 200707A1A0110248)资助

**摘要** 微流动通道是微流控芯片的重要组成部分, 其加工技术的每一步进化或简化一直为国际学术界与工业界所重视. 提出了一种基于微丝的 PDMS 微流动通道制作技术. 该技术利用一些简单的模具辅助固定和布置微丝, 然后将 PDMS 预聚物浇注于模具中浸没微丝并固化, 固化后抽出微丝形成 PDMS 微通道或通道阵列, 在与通道垂直的方向上打孔并封装, 形成与通道外部物质交换的接口. 实际制作通道时可采用商用化的金属微丝(如不锈钢微丝), 直径从 100~20  $\mu\text{m}$  不等. 较为详细地介绍了利用这种技术来构建多种拓扑结构的二维或三维通道或通道阵列, 例如直通通道、交叉通道、弯曲通道等的能力. 进一步, 基于金属微丝的电磁特性, 这样的微通道制作工艺还被应用来构建出适于电磁控制和温度控制的微流动通道装置. 最后, 通过圆截面微通道的光路分析、微通道内粒子流动的图像测速(Micro-PIV)与微液滴形成实验及分析进一步印证了这种微流动通道制作技术的可行性和适用性.

关键词  
微丝  
软刻技术  
PDMS  
微通道  
微流动  
Micro-PIV

以流动通道几何尺寸小于 100  $\mu\text{m}$  为特征的微流动器件或系统(如微流控芯片, microfluidic chip), 由于其很短的传质和传热距离以及在某些情况中所具有的不同流动特性, 能够为生命科学与化学等领域提供许多独特的优点. 因此, 科学界与实业界对于制作微流动器件与系统越来越感兴趣. 近来, 软刻策略的提出者、哈佛大学 George M. Whitesides 在 Nature 杂志上专门撰写文章<sup>[1]</sup>综述了这一领域的重要进展与发展趋势. 可以看到, 形形色色的微流动技术在微流动通道及其拓扑构型基础上正在不断地深入演化和发展.

迄今为止, 加工微通道的方法大多数是以光刻法为基础<sup>[2]</sup>, 其典型的工艺过程是, 先将所需要的微通道图形制成光掩模, 以硅或玻璃作为微通道的基底材料, 旋涂光刻胶, 然后曝光, 用湿法或干法蚀刻, 在这些材料表面上形成微通道(沟槽), 然后进行键合使微通道顶面实现闭合. 作为光刻工艺家族的延伸工艺,

微机械加工方法如体硅微机械加工、表面微机械加工等, 在微电子机械(MEMS)领域也已经被大量地用来构建许多形状与不同深宽比的微通道. 此外, 为了在其他材料上构建出较为复杂的微通道, 如具有三维结构或网络的微通道系统, 人们还发展出一些更为复杂的微加工工艺, 如立体蚀刻法(stereolithography)<sup>[3]</sup>、激光化学三维写入法<sup>[4]</sup>、以及模块式组装法<sup>[5]</sup>, 后一方法的例子如美国依里诺斯大学 Beebe 小组提出的 PDMS 三维微通道的构建<sup>[6]</sup>, 其工艺中采用层层组装方式, 每一层中敞开微通道的加工均依赖于 MEMS 工艺.

自 20 世纪 90 年代起迅速发展起来的软刻类工艺是一类将微图型转印到一个基底表面上的工艺集合<sup>[7-9]</sup>, 这类工艺中的一些常规方法可以被用来构建微通道. 例如, 微接触压印法(microcontact printing,  $\mu\text{CP}$ )<sup>[10,11]</sup>中的线条印章, 在许多情形中被直接压印在平表面上来形成微通道阵列<sup>[12-16]</sup>. 但是, 归根结底, 这种工艺仍旧十分依赖于光刻类微加工工艺. 要获

得所需要的微点或微通道,需要预先利用光刻工艺构建出相对应图形的阳模或模板,然后通过浇铸可固化的聚合物(绝大多数采用的是Dow Corning公司的Sylgard 184产品—聚二甲基硅氧烷, polydimethylsiloxane, PDMS), 或者通过热压模或压纹工艺,使该聚合物的表面图形化来实现。

虽然上述提到的这些工艺相对成熟,较为精准,在很大程度上也较为成功,也可以在平面上形成较为复杂的通道图型,但其步骤都较为繁琐,很费时,需要键合才能闭合所加工的通道。比较而言,光刻工艺较为昂贵,技术上也难以掌握,因而并不适合于原型构建或制造,而且也不能加工出某些类型的微结构。采用现有的常规软刻工艺,虽然有一定规模的“拷贝”能力,但工艺始端仍旧依赖于光刻类工艺。另外,用光刻工艺或微机械加工工艺来构建微通道时,存在下列一些重要的影响因素:( ) 可得到的通道的横截面和几何尺寸有所限制。因为材料各向异性,利用光刻和依赖于光刻的软刻工艺制作的微通道大都只能呈矩形或者梯形截面,且大多数表面微机械加工通道的通道高度受到限制。( ) 通道内表面材料的异质性,也约束着随后实验或处理中所可能遇到的生物或化学流体的相容性。此外,具体应用中还可能在微通道透光(这对于光学显微观察很重要)、内壁的粗糙度、密封性、破裂压力等方面提出要求,这些对现有微加工工艺提出挑战。

为了克服光刻工艺和现有软刻方法中存在的这些局限性,研究人员一直在探索采用许多改进方法或新技术来制作微流动通道。一方面是尽可能地规避光刻工艺的高制作成本及严格的实验条件,另一方面是要使制作出的微通道具备更好的性能以满足各种不同要求。Kaigala 等人<sup>[17]</sup>曾研究利用普通喷墨打印机在基底上打印石蜡的方法制作微通道,并以加工PDMS电泳芯片为例,来表明低成本的加工途径也可根据需要构建出不同结构的通道图型。不过,笔者观察到,石蜡的熔解与固化特性使它难于形成光滑的表面,微观水平上也有如此特点,因此利用这种方法制作出来的微通道可能还难以满足许多实验的要求; Lee等人<sup>[18]</sup>利用PDMS自身表面张力制作出圆形截面的微通道并应用于三维微混合器,但利用此种方法形成圆形截面通道时,需要对液态PDMS的温度以及受力情况进行精确控制,制作的步骤比较复杂,要求较高,而且形成的通道截面与标准的圆形相

比还是有一定的误差,并且也难于形成复杂拓扑结构的通道。

在制作简单微通道结构时,一个比较容易为人设想的“朴素”想法是,利用微米级直径的微丝在液态聚合物中模塑,固化后抽去,加以适当引接与闭合,既应该能形成简单拓扑形状的微通道,也可以“整体式”地构建出以这些微通道为基础的微装置。但是,这种简单设想的工艺实践在文献中直到近年来才有一些零星报道。例如,2003年清华大学颜流水等人<sup>[19]</sup>为制作芯片式毛细管电泳的“十字式”交叉微通道,在快速成型工艺策略中引入Ni-Cr合金微丝的PDMS模塑步骤,省却了采用传统上昂贵的光刻工艺步骤。在他们的具体加工过程中,为了引导微丝,格外地依赖于模板的雕刻、钻孔,而为了使微丝的“十字式”交叉点在一个平面上,还动用了激光焊接工艺。虽然相比于传统的硅模板工艺,降低了难度与费用,但这种加工过程似乎还没有将微丝模塑途径构建微通道的技术理想地“简约”到底。尤其令人难以理解的是,如何在以一定张力拉直的两根微丝的交叉处施加“焊接”操作而不致微丝断裂?而即使在PDMS浇铸前可以实施“非断裂”焊接,但在固化后除去“交叉点”“焊接在一起的”两条微丝,恐也有一定难度,尤其是在确保交叉处不被破损的情况下。

这种微丝模塑途径近来的一个新进展是, Ghatak等人<sup>[20]</sup>利用在液态PDMS中嵌入尼龙丝,固化后将尼龙丝抽出的方法来制作微通道阵列,用以发展微黏附技术,成本很低。并且,他们利用尼龙丝的柔韧性还证实了这种方法制作具有不同拓扑结构的通道或通道阵列的能力。但是,商业化的尼龙丝的直径最小在50 μm左右,因此向通道更为微型的方向发展有限制;并且,商业化的尼龙丝表面具有一定的粗糙度,影响成形通道的圆度,表面污染也难以清洗。在将尼龙丝抽除的过程中,采用氯仿+三乙胺按照一定比例配制膨胀剂作用于PDMS,这会降低微流动通道的某些特性,尤其是生物相容性。此外,这些作者尚未提供这样构建的微通道的微流动能力演示。

因此,关于微丝模塑构建微通道的工艺实践,作为一种适用性微加工工艺似乎还很不完善,尤其是对这种思路的微加工产出能力尚未给予充分揭示。本文以微丝尤以不锈钢微丝为模板来进一步揭示微丝模塑法构建微流动通道的技术可行性及其微流动技术领域的应用能力。研究发现,日常用质地中等以

上的金属微丝具有光滑的表面、适宜的抗拉强度和柔韧性，直径最小的可以达到 20  $\mu\text{m}$  甚至以下，可以构建出表面光滑、多种拓扑结构、非常适于开展微流动实验的微通道及阵列；并且，金属微丝良好的电磁特性，使得用它来构建出的微通道非常易于与电磁控制技术相结合，从而增添了许多微流控功能扩展的潜力。

## 1 材料和方法

### 1.1 材料

微通道制作所使用的材料主要包括：PDMS (Sylgard 184, Dow Corning)，微丝(包括铂微丝、不锈钢微丝、尼龙微丝等)，PTFE 管，玻璃基底和有机玻璃模具；其中微丝是通道制作的关键材料，其材质、强度、柔韧性以及表面特性都会影响所形成的微通道特性。由于不锈钢微丝具有光滑的表面(图 1 为直径 24 和 40  $\mu\text{m}$  不锈钢微丝表面的 SEM 图像)、较高的强度和柔韧性，本文实际制作微通道时多采用不锈钢微丝(材质：316L，供应商如索尼卡不锈钢微丝有限公司，大连)。

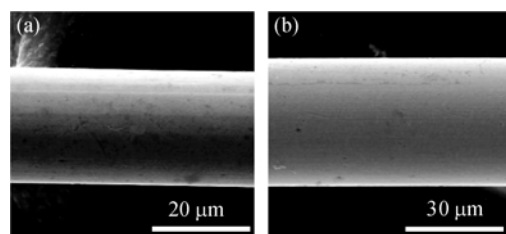


图 1 不锈钢微丝的 SEM 图像  
(a) 直径 24  $\mu\text{m}$ ; (b) 直径 40  $\mu\text{m}$

### 1.2 微通道及其阵列的构建方法

微通道及其阵列的构建包含排布微丝、浇注固化、抽丝封装 3 个主要步骤，具体制作方法及步骤如图 2 所示。

( ) 排布微丝。排布微丝前需要对玻璃基底和不锈钢微丝进行清洗，将玻璃基底和不锈钢微丝于等离子清洗机中处理 5 min (氧压 0.1 MPa，功率 30 W)，然后分别先后放入丙酮、无水乙醇、三蒸水中各超声清洗 10 min 后以氮气吹干。清洗完成后，需要先在玻璃基底上排布微丝用以控制通道与玻璃基底间的距离，在制作复杂结构通道(如交叉通道)或通道阵列时，使用多种不同直径的微丝相互交叠排列，即可控制通道距底面的间距或通道层之间的间距。底面的微丝布置完成后，即可在其上排布用来形成通道

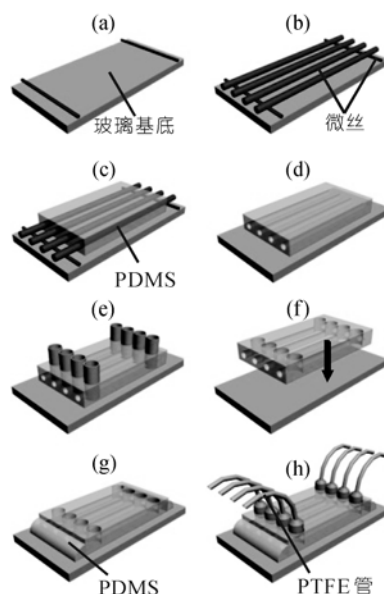


图 2 微流动通道阵列的制作方法

(a) 在玻璃基底上布置微丝用来控制微通道与底面的距离；(b) 排布微丝阵列；(c) 浇注 PDMS 预聚物并固化；(d) 抽除微丝；(e) 在与通道垂直的方向上打孔；(f) 等离子体处理表面后将 PDMS 贴合于玻璃基底表面；(g) 在通道两端涂覆 PDMS 并固化；(h) 接入 PTFE 管)

的微丝或其阵列并加以固定。

( ) 浇注固化。布丝完成后可用一个方框形有机玻璃盖片贴于(最好用夹具以适当的力紧固)玻璃基底表面，然后在其中浇注 PDMS 预聚混合物(PDMS 预聚物与固化剂按质量比 10:1 混合均匀)，真空环境抽除其中气泡后于 60  $^{\circ}\text{C}$  下加热 2 h 使其固化。

( ) 抽丝封装。PDMS 固化后连同微丝一同取下，放入无水乙醇溶液中 2~8 h，使其略微膨胀(膨胀系数为 1.04<sup>[-1][21]</sup>)并润滑表面，然后将微丝抽除即形成通道(阵列)。通道形成后一般需要进行封装，以形成通道与外界的接口。一种简单易行的方法是：在与通道垂直的方向上打孔，孔径取 0.5~2 mm 为宜；打孔后将 PDMS 进行等离子体处理(氧压 0.1 MPa，功率 25 W，通入氧气时间为 40~80 s，等离子体处理时间为 5~15 s)使其永久黏合于玻璃基底表面。若需要使用 100 倍油镜观测通道，则需使用普通盖玻片作为基底(厚度约 0.15 mm)。贴合完成后，还需要将位于孔外侧的一小段通道封闭，取配制好的 PDMS 涂覆于通道外侧(图 2(g))，由于毛细作用，PDMS 会自动进入通道直至打孔处，加热使其固化从而将外侧的通道封闭，然后将 PTFE 管插接于孔中即形成可供进一步

实验使用的微通道阵列。

## 2 结果和讨论

### 2.1 直通道阵列

( ) 圆形截面PDMS微通道阵列。制作圆形横截面的微通道具有实际意义。例如，较之其他横截面的通道，圆形横截面通道在进行流变学等理论分析时具有更加简便的形式<sup>[22]</sup>，但是现有利用PDMS制作微通道的方法大多不能形成很好的圆形截面通道。目前已商业化的金属微丝，具有相当标准的圆形截面，并且生产技术已经相当成熟。利用这种金属微丝可以形成横截面为圆形的微通道或通道阵列，从而简化由于通道截面不规则引起的复杂的理论分析。

要形成微通道阵列，间距的调节是其中一个重要环节。用微丝制作通道阵列，其间距的控制需要借助其他的设备或装置。本论文作者发明了一种简便的能够精确控制微丝排布间距的装置，将微丝以一定间距平行排布于平行四边形框架的一组对边上，改变平行四边形一个顶角的大小，则平行微丝之间的间距可以减小。利用这种简单的原理和装置，可以精确调节微丝之间的间距至微米级甚至亚微米级。

图3示出了利用不锈钢微丝制作出的通道阵列的实物图以及形成的通道阵列及其截面的显微图片。不锈钢微丝具有良好的表面特性，因此利用不锈钢微丝制作出的通道具有良好的表面，并且通道的截面也具有非常好的圆度。

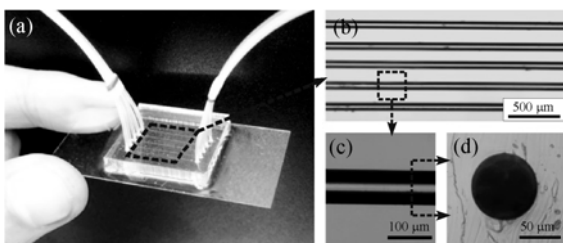


图3 直通道阵列

(a) 封装后 PDMS 直通道阵列实物图; (b) 直通道阵列显微图像;  
(c) 直通道显微放大图像; (d) 通道截面

( ) 圆形横截面通道内光路特点。在微通道内进行流动实验，通道的光学性能对流场的观测至关重要。在进行流变学等理论分析时，处理圆形横截面的微通道相对于处理方形横截面的微通道较为方便，但是，作显微观测时，圆形横截面微通道的光学特性则稍显复杂。以下就通道内充满空气时为例给出初步的光路特征分析(图4)。

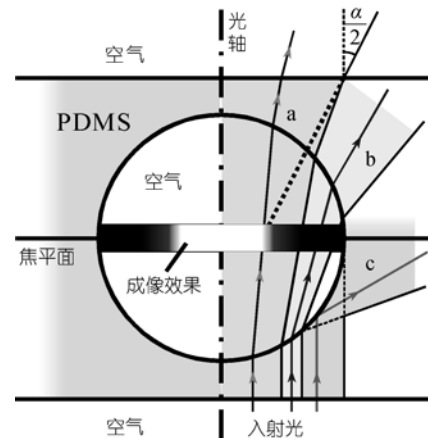


图4 微通道内光路及成像效果示意图

图中经过区域 a 的入射光能够被显微镜观测到，经过区域 b 的入射光在经过折射后将不能被观测到，经过区域 c 的入射光被全反射而不能被观测到，位于焦平面的灰度带显示了成像效果

在进行显微镜观测时，入射光路在 PDMS 与空气的界面处会发生光的反射和折射。平行光线在经过通道截面时，靠外侧部分的光会发生全反射(经过图4中区域 c 的光线)，靠内侧部分的光会发生两次折射，出射光线经 PDMS 与外部空气界面再次折射后，角度超出物镜的接收范围将不会被观测到(经过图4中区域 b 的光线)，落入物镜接受范围内的光线将会被接收到并成像(经过图4中区域 a 的光线)。

对于微通道，物镜对由焦平面上发出的光线的接受范围主要由物镜孔径角  $\alpha$  决定，根据物镜数值孔径计算式

$$NA = n \cdot \sin(\alpha/2), \quad (1)$$

可以得到

$$\alpha/2 = \arcsin(NA/n), \quad (2)$$

其中  $NA$  为物镜数值孔径;  $n$  为物镜工作介质的折射率，通常物镜在空气中工作，故其值为 1，若在水浸或油浸情况下使用则分别为水或油的折射率。当物镜的入射光线与光轴的夹角大于物镜孔径角的一半 ( $\alpha/2$ ) 时，入射光线将不能被观测到。

被观测 PDMS 微通道的入射光线经过通道的全反射和折射的损失后，其在物镜中的成像效果如图4中焦平面上的灰度带所示。从图4可见，通道中心附近的光线可以顺利地进入物镜；当 PDMS 微通道的出射光线与光轴的夹角在  $\alpha/2$  附近时，图像快速地由亮变暗(灰度带上方虚线所对应的部分)；随着出射光线角度的继续增加，图像将完全变暗。在通道内的介质为空气时，由于空气和 PDMS 折射率相差较大

(PDMS 折射率为 1.51), 入射光线经全反射和折射后光路的改变较大, 成像部分比例较小. 显然, 使用大数值孔径或水浸、油浸的物镜可以得到大的孔径角.

因此, 在利用这种圆形横截面微通道进行微流动实验时, 为了使成像的范围尽可能地增加, 建议使用孔径角较大的物镜, 或者提高实验流体的折射率.

在进行微流动实验时, 微通道内会充满液体. 一般液体的折射率都比较大. 但水(1.33)、甘油(1.47)与 PDMS 的折射率相差不大, 在成像时光路改变较小, 仅有接近通道两侧边界的部分不利于观测. 实验流体折射率越大, 不利于观测的通道边界层厚度就越小. 图 5 示出了通道内充满空气、水和甘油时的显微图像, 由图可以看出, 随着通道内介质折射率的增加, 由于全反射和折射引起的入射光的损失就会减小, 实验中产生的误差也会随之减小, 有利于实验的观察以及后续的理论分析.

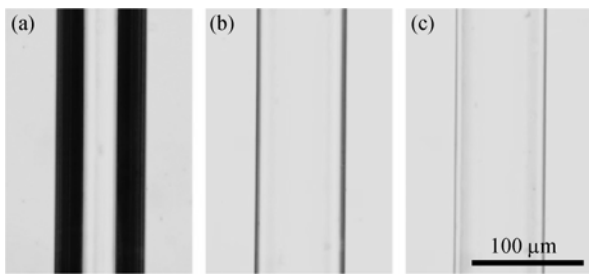


图 5 圆截面微通道内空气、水、甘油的显微图像  
(a) 通道内介质为空气; (b) 介质为水; (c) 介质为甘油

( ) 弓形横截面通道阵列. 以上介绍的方法可见, 圆横截面 PDMS 微通道的制作简易并且方便, 但是有些场合需要制作半圆或者弓形横截面的通道或其阵列. 同样可以采用上述微丝模塑的策略来实现. 一种方法是, 在平整的玻璃基底表面排列好不锈钢微丝, 然后将卵磷脂溶于正己烷中配置成一定浓度的溶液, 取适量滴于玻璃基底表面并置于旋涂仪上进行旋涂, 使磷脂淹没一部分的不锈钢微丝, 然后浇注 PDMS 并固化, 取下 PDMS 并小心取出表面的不锈钢微丝, 即可以得到位于 PDMS 表面的半圆截面或弓形截面的微通道. 例如图 6(a)示出了以直径 60 μm 不锈钢微丝制作的弓形截面通道的显微图像(不锈钢微丝布置于 20 mm × 20 mm 玻璃基底上, 滴加 1.5 mL 的 39%卵磷脂溶液于旋涂仪上以 4000 r/min 旋涂 30 s), 图 6(b)示出了通道的横截面形状. 若需要截面封闭的通道, 则可以用另外一块表面平整的

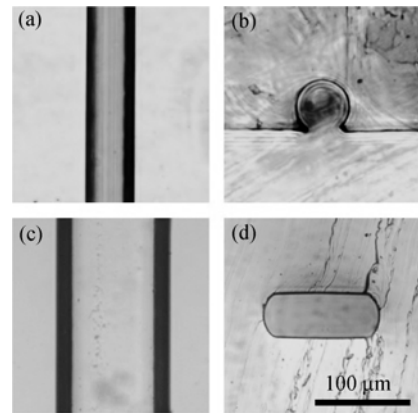


图 6 弓形横截面以及类矩形横截面通道的显微图像  
(a) 弓形横截面通道; (b) 弓形横截面; (c) 类矩形横截面通道; (d) 类矩形横截面

PDMS 与其进行等离子体处理黏合.

( ) 类矩形横截面通道阵列. 不论是圆形横截面还是半圆横截面, 光在界面处产生的折射都会对微流动实验观测产生一些影响; 如果能够存在一种矩形或近似矩形横截面的微丝, 则可以使所形成的通道获得良好的光学性能. 我们发现, 由于金属都具有良好的延展性, 利用普通压片机给予金属微丝以重压, 可以将圆形横截面的微丝转化为矩形或近似矩形横截面的微丝. 例如, 可将金属微丝阵列布置于两块平整的钢化玻璃之间, 置于压片机中加压(0.5~5 MPa), 即可形成上下表面平整且相互平行、侧边为弧形的近似于矩形横截面的扁状金属微丝. 如图 6(c)所示为直径 80 μm 的不锈钢微丝置于压片机中加压 2.5 MPa, 取出后制作通道显微图像. 图 6(d)示出了通道的横截面形状.

## 2.2 交叉通道阵列

直通道阵列只能满足一些简单的应用, 通常的微流动装置都要求形成复杂的通道拓扑结构, 以便完成不同的功能, 其中很重要的一种结构就是通道的交叉结构.

Ghatak 等人<sup>[19]</sup>用尼龙丝通过加热黏合的方法制作了交叉的阵列, 但是由于热黏合的方法是不可逆的, 不能保证交叉点有很好的几何形状; 而且在形成交叉阵列后, 估计很难抽除其中残留的尼龙丝. 本文发现, 利用不锈钢微丝制作交叉通道或其阵列时, 就能很好地解决这些问题. 如图 7(a)为利用不锈钢微丝制作的交叉通道阵列, 并且利用不锈钢微丝制作交叉通道阵列时可以有多种实现的途径, 包括机械压

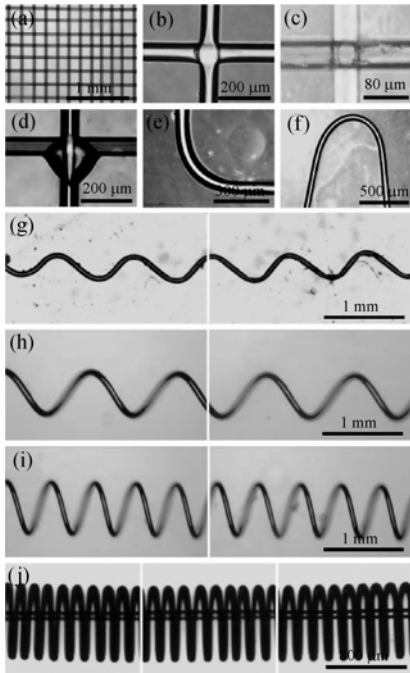


图7 多种类型微通道

(a) 交叉通道阵列; (b) 机械压合方法形成的通道交叉点; (c) 微接触方法形成的通道交叉点; (d) 微点裱涂方法形成的通道交叉点; (e)~(g) 弯曲通道; (h)~(i) 三维螺旋形通道; (j) 通道外围绕螺线管用于电磁控制

合方法、微接触方法、微点裱涂方法等。

( ) 机械压合方法。制作交叉通道阵列的一种简单易行的方法是，以机械力将两根不锈钢微丝的交叉点直接压合在一起。将两排平行排布的不锈钢微丝交叉叠放在硬质水平基底上(如玻璃基底)，再将另外一个硬质水平盖板盖于其上，然后对盖板施加一定的压力，使形成交叉点的两根不锈钢微丝处在同一水平面为止。然后浇注 PDMS，固化后连同不锈钢微丝一起小心取下，将有不锈钢微丝的面朝上，浇注 PDMS 并再次固化后，置于无水乙醇溶液中 4~8 h，然后将不锈钢微丝小心地抽出。有一些因素有利于微丝的抽出，例如，机械压合过程虽然会使不锈钢微丝变形，但并不能使其相互结合；并且，乙醇对 PDMS 具有一定的膨胀作用，使通道内原先紧贴中的微丝有微隙松开，再加上 PDMS 本身具有较好的弹性，因此，机械压合后的不锈钢微丝可以抽出并形成良好的交叉通道阵列(通道交叉点形状如图 7(b)所示)。

( ) 微接触方法。如果对交叉的两根不锈钢微丝不进行机械压合，但使其轻微接触并浇注 PDMS

固化，也可以形成交叉通道，但是交叉点处贯通部分的面积相对较小(通道交叉点形状如图 7(c)所示)。为了获得更大的交叉点面积，可以利用经压机挤压后得到的类矩形截面微丝相互接触，从而可以保证通道交叉处能够形成畅通的流路。

( ) 微点裱涂方法。制作交叉通道的另一种方法是在交叉点处进行微点裱涂。对于横截面为圆形的微丝，理论上其交叉点处接触的位置只有一个无穷小点。为了使 PDMS 固化后交叉的部位能形成畅通的流路，还可以在交叉点处填充其他物质。原则是，这种物质不能与所使用的微丝和 PDMS 发生化学反应，而且，在微丝抽除之后还可以用水或其他溶液将其冲洗干净。满足这种条件的物质有很多，包括大部分磷脂、糖类以及一些无机盐等都是适用的填充物。图 7(d)示出了交叉点处点了甘油后形成的交叉通道。

利用微点裱涂的方法，还可以控制通道阵列中交叉点的通断。将两列交叉的不锈钢微丝阵列之间间隔一定的距离，在交叉点处进行有选择地裱涂，则裱涂的交叉点可形成通路，未裱涂的交叉点则不通，即可以形成具有不同结构和功能的微流动通道网络。

### 2.3 其他微流动通道

( ) 三维微通道。利用上述微丝模塑的加工思路还可以制作出多种其他结构的通道，包括二维的与三维的。二维的如弯曲通道(图 7(e), (f))和正弦形通道(图 7(g))。制作三维空间结构通道的步骤是，先形成各种不同结构的微丝，然后排布，浇注 PDMS 并固化，将固化后的 PDMS 置于正己烷溶液中 2~8 h，使其膨胀(膨胀系数  $1.35 \times 10^{-1}$ )并抽除其中的微丝，即可形成具有三维空间结构的微通道。图 7(h)、(i)示出了利用此种方法制作的三维螺旋形微通道。

( ) 通道内的温度控制和电磁控制。

温度控制：利用微丝和通道阵列可以进行通道内的温度控制。实现的方法是，以很小的间距并行排列三根金属微丝，固化后抽除其中的两根，其中中间微丝的抽除后作为流体流动的通道，未抽除的金属丝接电极用于对流动通道进行加热。由于金属丝通电后温度升高迅速，加热的效率比较高。而另外一根通道通入低温氮气，则可以对通道进行降温。若在接近通道侧壁处同时固化入温度传感器，则可以实现对温度的实时控制。

电磁控制：围绕形成通道的微丝，以一定的直径和螺距绕制金属微丝可以形成螺线管。在浇注 PDMS

并固化后,抽除中间的微丝使之形成通道(图 7(j)),保留螺线管,即可形成微螺线管芯片.将螺线管的微丝接入电极,通电后会在螺线管内部产生一个匀强磁场,调整螺线管两端电压或流过螺线管线圈上的电流,即可以对通道内的流体进行实时的电磁控制.

我们对图 7(j)这样的微螺线管环绕通道芯片,通以罗丹明 B 水溶液,测定其在一定低电流作用下的温度效应.初步结果表明(图 8),在阈值 0.06 A 以下,对于一定流速范围(压差在 2~3.5 kPa 左右时),这种微通道(直径为 80 μm)内的热效应几乎不受外围螺线管产生的电磁场影响,而超过此电流强度阈值,微通道内的液体温度很快跃升,并且该阈值的大小与通道内的流速相关.显然,这种微螺线管环绕通道芯片在通以不同大小的电流及作用频率时可以实现其微加热器功能与忽略热效应的电磁操纵功能之间的切换.实际设计时,要进一步在 PDMS 材料本身的热特性以及螺线管材质、几何与所环绕微通道这三者之间做出协调.这类微装置通道内温度效应与电磁控制特性及其可能应用,正在深入研究中.

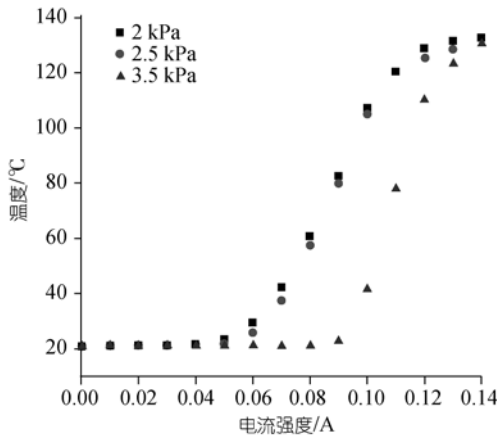


图 8 在一定压差下通电工作的微螺线管环绕通道芯片内流体的温度变化

#### 2.4 通道内的流动实验举例

( ) 直通道内粒子流动实验及其 Micro-PIV 分析. Micro-PIV 技术是一种基于图像分析的无扰动的流场测量和分析技术 [23,24], 该技术通过在流体中撒播粒径十分微小的示踪粒子,并在流体流动过程中于很短的时间间隔内连续拍摄两帧图像,对图像进行相关性分析即得到整个流场的瞬时流动矢量分布图.我们采用这一技术,对上述方法所加工构建出的典型微通道内的微流动作了粒子流动实验与流场分析.

图 9 示出了在利用直径 80 μm 的不锈钢微丝制作的通道内进行流动实验及其 Micro-PIV 分析的结果.取粒径 490 nm 的聚苯乙烯粒子(Spherotech inc. IL, USA)配制成 0.1% 水溶液,利用高压氮气经过减压作为流体在微通道内流动的驱动力 [25]. 实验中取驱动压强为 1 kPa, 显微物镜为 100 倍油浸物镜进行观测,图像拍摄的频度为 15 帧/s. 利用本实验室在 MATLAB 平台下开发的 Micro-PIV 分析程序,对图 9(a)所示的连续拍摄的显微图像作处理后得到的流场矢量分布如图 9(b)所示.

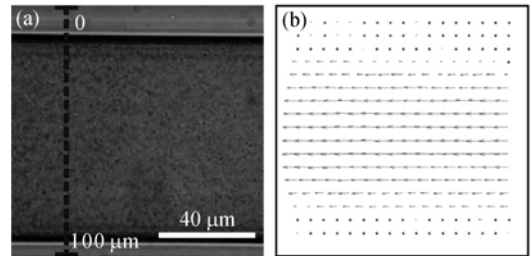


图 9 流场的 Micro-PIV 分析

(a) 80 μm 圆截面微通道内粒子流动显微图片; (b) 流动矢量场

根据流变学理论,纯水在微圆管内沿径向的速度  $u$  分布为

$$u = \frac{1}{4\eta} \frac{\Delta p}{L} (R^2 - r^2), \quad (3)$$

其中  $\eta$  为液体黏度,  $\Delta p$  为通道两端的压差,  $L$  为通道长度(本实验所用通道长度为 1 cm),  $R$  为圆管半径,  $r$  为到管截面中心的径向尺度. 将参数代入(3)式, 计算出纯水在直径 80 μm 的微圆管内沿横截面的速度分布曲线, 如图 10 中的理论值曲线; 然后, 对流场连续拍摄 30 帧图像后, 计算图 9(a)中虚线处的速度分布曲线, 得到图 10 中的测量值曲线. 比较这两条曲线, 可以发现, 经过 Micro-PIV 分析后得到的速度分布与

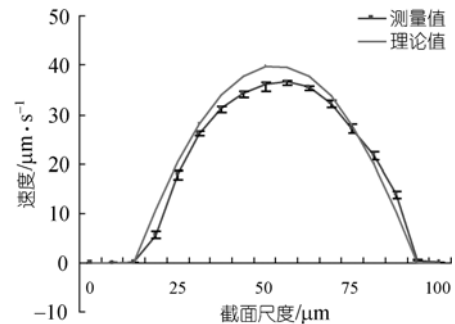


图 10 沿图 9(a)中虚线处的速度分布曲线层流流动的速度分布基本一致. 虽然从图上见到测

量值较理论值略小,可以推测这是因为加入示踪粒子后液体的黏度稍大于纯水的黏度(1.0)所致。

显然,利用不锈钢微丝制作的微通道进行流动实验时,实验值和理论值能够较好地吻合,同时也说明了利用微丝制作微通道的方法不仅具有可行性和适用性,还具有可靠性。

( ) 交叉通道形成微液滴实验。人们对微流动器件或系统中形成微液滴的能力很感兴趣<sup>[26]</sup>。为了进一步验证我们上述加工技术的可靠性与灵活能力,我们利用所加工的交叉通道来形成微液滴,方法如图 11 所示。将图中通道上下两个端口用阀截止,于右端口通入液体(图 11(a));将液体驱动至交叉点处并以一定量超过交叉点(图 11(b)),超过的液量取决于欲形成的液滴大小;将右侧通道以阀截止,下侧通道通入

气体(图 11(c));控制气体的流量和速度使交叉点处连续的流体断开并形成微液滴(图 11(d))。图 11(e)~(h)则显示了利用机械压合不锈钢微丝的方法制作的交叉通道中微量水滴形成的过程。

### 3 结论

利用微丝制作PDMS微流动通道的方法,无须使用大型仪器设备,也无繁琐的工艺流程,较之光刻以及传统的常规软刻方法而言,具有灵活方便、经济快速的突出特点。本文及近来其他一些作者<sup>[19,20]</sup>的实验表明,利用微丝可以很方便地制作出多种拓扑结构的二维或三维微通道及其阵列,通道横截面也可以通过使用不同截面形状的微丝来获得。本文所给出的较为详细与深入的基于微丝的微通道加工方法,在一定程度上可弥补光刻和常规软刻工艺形成通道横截面较为单一的问题。显然,不同横截面以至于不同的拓扑几何结构的微通道,可以提供给实验人员更多的选择,以适应微流动技术发展的多样化要求。

由于金属微丝如不锈钢微丝有高强度、高柔韧性、良好的表面特性与生物相容性、良好的导电性以及与其他金属或聚合物容易结合的特性,人们可以用本文所提供的新技术途径,利用它们来制作出微流动性能令人满意的PDMS微通道,无论是其内表面,还是其拓扑几何的构型潜力。本文对直通通道内粒子流动的Micro-PIV分析以及交叉通道内微液滴的形成实验,都说明这种通道制作技术具有可靠性和适用性。进一步,这样的微通道加工工艺,很容易与诸如电磁控制、温度控制等其他技术相互结合,制作出多种类型的通道阵列。可以预见,本文所揭示的这种简单易行的加工技术的进一步优化,将在微流控及正在发展的微固控技术<sup>[27]</sup>结合的领域中发挥积极作用。

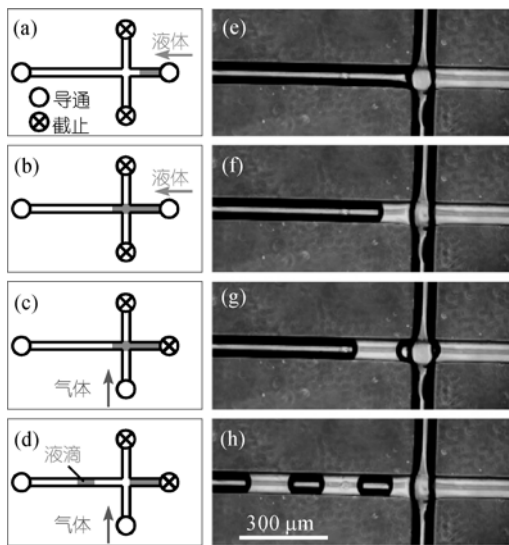


图 11 交叉通道内形成微液滴

(a)~(d) 交叉通道内形成微液滴示意图; (e)~(h) 微液滴形成过程显微镜图片

致谢 作者感谢国家“111 计划”生物力学与组织修复工程学科引智基地的实验支撑, 特别感谢该基地的 K. L. Paul Sung 教授、杨力教授、王静老师在本文工作过程中的支持。

### 参考文献

- Whitesides G M. The origins and the future of microfluidics. *Nature*, 2006, 442: 368—373[[doi](#)]
- Chen C, Hirdes D, Folch A. Gray-scale photolithography using microfluidic photomasks. *Proc Natl Acad Sci USA*, 2003, 100: 1499—1504[[doi](#)]
- Ikuta K, Hirowatiri H, Ogata Y. Three dimensional micro integrated fluid systems (MIFS) fabricated by stereo lithography. *Proceedings IEEE Micro Electro Mechanical Systems (MEMS'94)*, Oiso, Japan, 1994. 1—6



- 4 Bloomstein T M, Ehrlich D J. Laser-chemical three-dimensional writing for microelectromechanics and application to standard-cell microfluidics. *J Vac Sci Technol B*, 1992, 10: 2671—2674[[doi](#)]
- 5 Gonzalez C, Smith R L, Howitt D G, et al. Microjoinery: Concept, definition, and application to microsystem development. *Sens Actu A*, 1998, 66: 315—332[[doi](#)]
- 6 Jo B H, van Lerberghe L M, Motsegood K M, et al. Three-dimensional micro-channel fabrication in polydimethylsiloxane (PDMS) elastomer. *J Micro Electro Mech Sys*, 2000, 9: 76—81
- 7 蒋稼欢. 生物医学微系统技术及应用. 北京: 化学工业出版社, 2006. 24
- 8 Xia Y, Whitesides G M. Soft lithography. *Angew Chem Int Ed*, 1998, 37: 550—575[[doi](#)]
- 9 Kumar A, Whitesides G M. Formation of microstamped patterns on surfaces and derivative articles. U.S. Patent, 5512131, 1997
- 10 Chen C S, Mrksich M, Huang S, et al. Geometric control of cell life and death. *Science*, 1997, 276: 1425—1428[[doi](#)]
- 11 Bernard A, Delamarche E, Schmid H, et al. Printing patterns of proteins. *Langmuir*, 1998, 14: 2225—2229 [[doi](#)]
- 12 Jeon N L, Choi I S, Xu B, et al. Large-area patterning by vacuum-assisted micromolding. *Adv Mater*, 1999, 11: 946—949[[doi](#)]
- 13 Delamarche E, Bernard A, Schmid H, et al. Patterned delivery of immunoglobulins to surfaces using microfluidic networks. *Science*, 1997, 276: 779—781[[doi](#)]
- 14 Delamarche E, Bernard A, Schmid H, et al. Microfluidic networks for chemical patterning of substrate: Design and application to bioassays. *J Am Chem Soc*, 1998, 120: 500—508[[doi](#)]
- 15 Folch A, Ayon A, Hurtado O, et al. Molding of deep polydimethylsiloxane microstructures for microfluidics and biological application. *J Biomech Eng*, 1999, 121: 28—34[[doi](#)]
- 16 Folch A, Toner M. Cellular micropatterns on biocompatible materials. *Biotech Prog*, 1998, 14: 388—392[[doi](#)]
- 17 Kaigala G V, Ho S, Penterman R, et al. Rapid prototyping of microfluidic devices with a wax printer. *Lab Chip*, 2007, 7: 384—387[[doi](#)]
- 18 Lee K, Kim C, Shin K S, et al. Fabrication of round channels using the surface tension of PDMS and its application to a 3D serpentine mixer. *J Micromech Microeng*, 2007, 17: 1533—1541[[doi](#)]
- 19 颜流水, 梁宁, 罗国安, 等. 整体式 PDMS 电泳芯片快速成型及高灵敏化学发光检测氨基酸. *高等学校化学学报*, 2003, 7: 1193—1197
- 20 Verma M K S, Majumder A, Ghatak A. Embedded template-assisted fabrication of complex microchannels in PDMS and design of a microfluidic adhesive. *Langmuir*, 2006, 22: 10291—10295[[doi](#)]
- 21 Lee J N, Park C, Whitesides G M. Solvent compatibility of poly(dimethylsiloxane)-based microfluidic devices. *Analy Chem*, 2003, 75: 6544—6554[[doi](#)]
- 22 Ichikawa N, Maeda R. Interface motion driven by capillary action in circular and rectangular microchannel. *Microscale Thermophysical Engineer*, 2005, 9: 237—254[[doi](#)]
- 23 Sinton D. Microscale flow visualization. *Microfluid Nanofluid*, 2004, 1: 2—21[[doi](#)]
- 24 Wereley S T, Gui L, Meinhart C D. Advanced algorithms for microscale particle image velocimetry. *AIAA J*, 2002, 40: 1047—1055[[doi](#)]
- 25 Braschler T, Metref L, Zvitov - Marabi R, et al. A simple pneumatic setup for driving microfluidics. *Lab Chip*, 2007, 7: 420—422[[doi](#)]
- 26 Nisisako T, Torii T, Higuchi T. Droplet formation in a microchannel network. *Lab Chip*, 2002, 2: 24—26[[doi](#)]
- 27 Adam C S, Derek A B, Douglas B W. Microsolidics: Fabrication of three-dimensional metallic microstructures in poly (dimethylsiloxane). *Adv Mater*, 2007, 19: 727—733[[doi](#)]