



## 微通道精密磨削技术及自驱动检测芯片实验研究

谢晋, 郭奥钿, 卢阔, 罗敏健, 申洪杰

引用本文:

谢晋, 郭奥钿, 卢阔, 等. 微通道精密磨削技术及自驱动检测芯片实验研究[J]. *光学精密工程*, 2020, 28(8): 1743–1750.

XIE Jin, GUO Ao-dian, LU Kuo, et al. Experimental study on grinding technology of microchannel for self-driven detection chip[J]. *Optics and Precision Engineering*, 2020, 28(8): 1743–1750.

在线阅读 View online: <https://doi.org/10.3788/OPE.20202808.1743>

## 您可能感兴趣的其他文章

Articles you may be interested in

### 光纤石英玻璃基板微V槽阵列的精密磨削

Precision grinding of micro V-groove array on optical fiber quartz glass substrate

*光学精密工程*. 2015, 23(8): 2243–2249 <https://doi.org/10.3788/OPE.20152308.2243>

### 面向航天医学应用的体液预处理仪研制

Development of a body fluids pretreatment instrument for aerospace medicine

*光学精密工程*. 2017, 25(8): 2083–2089 <https://doi.org/10.3788/OPE.20172508.2083>

### PC微流控芯片黏接筋与溶剂的协同辅助键合

Synergistic bonding process of solvent and tendon for PC-based microfluidic chips

*光学精密工程*. 2015, 23(3): 708–713 <https://doi.org/10.3788/OPE.20152303.0708>

### 用于微流体油液检测芯片的电阻检测法

Resistance detection method for microfluidic oil detection chip

*光学精密工程*. 2015, 23(10z): 342–347 <https://doi.org/10.3788/OPE.20152313.0342>

### 多工位组合电极电火花成形微凹槽结构

Micro groove structure with multi-station combination electrode by EDM

*光学精密工程*. 2015, 23(12): 3371–3377 <https://doi.org/10.3788/OPE.20152312.3371>

文章编号 1004-924X(2020)08-1743-08

## 微流道精密磨削技术及自驱动检测芯片实验研究

谢 晋\*, 郭奥钿, 卢 阔, 罗敏健, 申洪杰  
(华南理工大学 机械与汽车工程学院, 广东 广州 510640;  
广州迪澳生物科技有限公司, 广东 广州 510663)

**摘要:**针对病原体检测用芯片需要蠕动泵和离心机外加驱动的问题,设计微 V 槽流道的自驱动芯片,研究微液体流动的微流道拓扑结构及其精密磨削技术。因为激光等物理加工难以保证微拓扑结构精度,所以采用金刚石磨削技术实现石英玻璃表面的微 V 槽流道精密加工。基于多轴联动技术和机械物理去除原理开发了砂轮微尖端的高效精密在位修整工艺,可将磨粒精密修尖至同一角度,进行机械精密复制的塑性域微磨削。然后,实验分析微 V 槽流道的尖角、表面粗糙度、梯度等对微液体流速的影响。最后,制造出病原体检测的微流控芯片。研究结果显示,更大梯度、更小尖角和更小粗糙度以及尖角端分布的纳米流道可以大幅提高微液体流速。而且,微流道的 V 槽尖端半径为 15  $\mu\text{m}$ ,表面粗糙度为 30 nm,可诱导微液体运动。在此基础上,研发的自驱动微流控芯片不需离心机就能够检测出布鲁氏菌的病原体核酸,检测灵敏度可以小于 100  $\text{ag}/\mu\text{L}$ 。

**关键词:**微细磨削,微流控芯片,病原体检测

**中图分类号:**TH16; O65 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20202808.1743

### Experimental study on grinding technology of microchannel for self-driven detection chip

XIE Jin\*, GUO Ao-dian, LU Kuo, LUO Min-jian, SHEN Hong-jie

(School of Mechanical and Automotive Engineering,  
South China University of Technology, Guangzhou 510640, China;  
Guangzhou Di'ao Biological Technology Co., Ltd., Guangzhou 510663, China)  
\* Corresponding author, E-mail: jinxie@scut.edu.cn

**Abstract:** Pathogen detection requires additional driving with a peristaltic pump and centrifuge. Hence, a self-driven microfluidic chip was designed with micro-V-groove channels, and its topologic structure and precision grinding were studied in relation to flow. Because it is difficult for physical processing, such as laser processing, to ensure topologic microform accuracy, diamond grinding was employed to machine the micro-V-groove channels precisely on a quartz glass surface. The key was to develop efficient and precision on-machine truing of a wheel-V-tip with the same grain-tip angle through multiaxis control and mechanical physical removal and subsequently to perform ductile-mode microgrinding with mechanical precision copy. Furthermore, the influence of the micro-V-groove angle, roughness, gradi-

**收稿日期:**2020-01-06; **修订日期:**2020-03-13.

**基金项目:**国家自然科学基金资助项目(No. 51975219);广东省自然科学基金资助项目(No. 2020A1515010807);广东省国际科技合作项目资助(No. 2020A0505100003)

ent, etc. on microliquid flowing velocity were experimentally investigated. Finally, a microfluidic chip was manufactured for pathogen detection. It was found that larger gradient, smaller angle, finer surface roughness, and at-V-tip distributed nanochannels lead to a much larger flow velocity in the microfluidic chip. Accordingly, the micro-V-grooves can be ground to attain a surface roughness of 30 nm and tip radius of 15  $\mu\text{m}$ , which induces microliquid flow. As a result, the developed self-driven microfluidic chip can detect Brucella pathogen nucleic acids with a detection accuracy of 100 ag/ $\mu\text{L}$  or lesser without a centrifuge.

**Key words:** micro grinding; microfluidic chip; pathogen detection

## 1 引言

微流控芯片技术正在应用于快速生物病毒检测,促进新兴科技及产业发展<sup>[1]</sup>。通常,芯片材料选用陶瓷、硅质材料、高聚物材料等,但加工机理和工艺都不同<sup>[2]</sup>。例如,光固化 3D 工艺制备快速检测血型的微流控芯片,检测时间约为 3 min<sup>[3]</sup>,但其微流道尺度为毫米级。虽然 YAG (Yttrium Aluminium Garnet) 雷射在硅芯片上可制备出深宽均为 150  $\mu\text{m}$  的微流道,但表面不平整<sup>[4]</sup>。超快激光可在有机玻璃 (Polymethyl Methacrylate, PMMA) 上制备宽度 20~90  $\mu\text{m}$  的流道<sup>[5]</sup>,但其热熔去除会使微流道结构表面粗糙。这些物理加工方法会导致表面粗糙和结构不规则,使得微流体流动困难,产业化过程中需要离心机等外加驱动。

在芯片加工和封装方面,软光刻法和紫外光键合可制作 PMDS (Polydimethylsiloxane) 被动微混合器,其混合系数可达到 60%<sup>[6-7]</sup>。而且,微流道阳模 3D 打印与 PDMS 倒模相结合,在非键合封装条件下制备 PDMS 微流控芯片<sup>[8-9]</sup>。但是,芯片的微流道结构精度难被控制。

在微液体流动机理方面,研究主要关注液滴生成与运动、连续介质流动等流体动力学<sup>[10]</sup>,但尚未详细涉及微流道拓扑结构。为了驱动微液滴,通过微阵列电极的电势梯度改变其接触角<sup>[11]</sup>,也有通过热毛细管的热梯度产生表面能梯度<sup>[12]</sup>。微流控芯片已经被用于登革热病毒检测<sup>[13]</sup>。但是,这些微流动的实际应用需要电场、加热等外围装置。

在微流控芯片设计上,主要考虑 Y 型和 S 型混合流道,通过蠕动泵的负压驱动芯片,在线检测发酵的葡萄糖<sup>[14]</sup>。而且,设计浓度梯度的微流控

芯片,快速筛选抗白念珠菌药物<sup>[15]</sup>。设计聚苯乙烯声学分离芯片,从含菌血液中分离 40%~60% 的细菌<sup>[16]</sup>。此外,圆台形微孔阵列芯片可以在 1  $\text{cm}^2$  内配对约 6 000 个异型细胞对<sup>[17]</sup>。但是,尚未有自驱动的微流控芯片用于生物病毒检测。

因此,依据微流道结构的表面张力等,设计自驱动的微流控芯片,实现了无需外加离心力就可以快速检测出病原体 DNA。采用超硬金刚石微磨削技术,在石英玻璃表面加工出高精度的微 V 槽流道。着重研究微 V 槽微流道的表面粗糙度、尖端角度、梯度等拓扑结构参数对自驱动性能的影响。最后,研制出用于布鲁氏菌检测的自驱动微流控芯片。

## 2 微流道精密磨削工艺及技术

精密微磨削取决于工具尖端在位修整。基于多轴数控技术,开发超硬金刚石砂轮微尖端的精密修整工艺<sup>[18]</sup>,可不依赖修整工具形状,如图 1 所示。进而开发物理机械复合去除的脉冲放电修

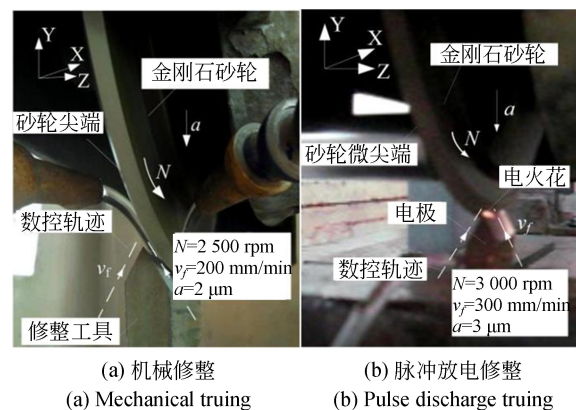


图 1 金刚石砂轮微尖端修整工艺

Fig. 1 Micro-tip truing process for diamond grinding wheel

整技术,如图 1(b)所示,与机械修整技术相比提高效率约 59 倍<sup>[19]</sup>。

图 2 为砂轮微尖端数控修整的误差补偿前后轮廓图。金刚石砂轮尖端角度  $\alpha$  可修整到  $60^\circ \pm 2.0^\circ$  和尖端半径  $r$  为  $58.84 \mu\text{m}$ 。开发误差补偿的数控修整工艺,其角度偏差达到  $\pm 0.6^\circ$ ,尖端半径  $r$  达到  $25.0 \mu\text{m}$ 。进而,调整工艺, $\alpha$  偏差可为  $\pm 0.5^\circ$ , $r$  约为  $5 \mu\text{m}$ 。

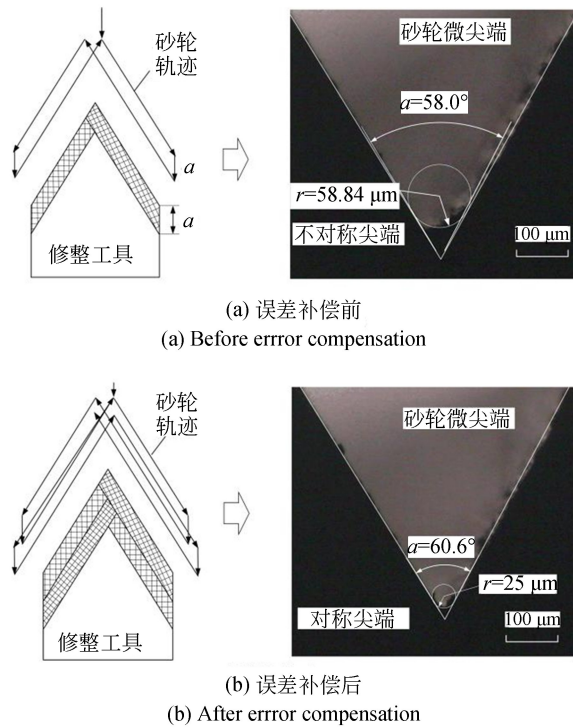


图 2 微尖端修整的误差补偿  
Fig. 2 Error compensation of wheel micro-tip truing

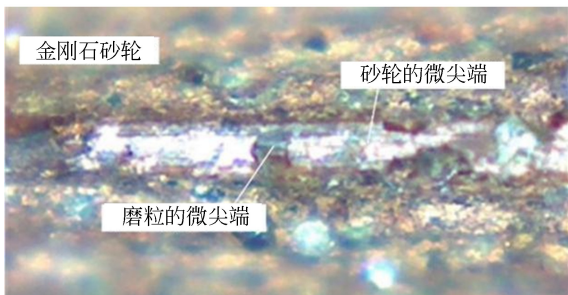


图 3 砂轮微尖端的金刚石磨粒形貌  
Fig. 3 Diamond grain shapes on the trued wheel micro-tips

图 3 为砂轮微尖端上磨粒形貌。可以发现:修整后的砂轮微尖端上分布的金刚石磨粒切削刃

也能被修整成同一角度。因此,研发的砂轮微尖端精密修整工艺也可以使随机分布的微磨粒出刃高度和方向与砂轮微尖端的切削方向保持一致。

图 4 为石英表面的微 V 槽阵列形貌图。在  $v_f=500 \text{ mm/min}$ ,  $N=2\ 400 \text{ round/m}$  和  $a=20 \mu\text{m}$  的磨削条件下,采用砂轮微尖端,控制多个磨粒塑性域切削深度<sup>[19]</sup>,在石英玻璃表面进行机械复制的微磨削。可以发现,微 V 槽流道边沿无破碎,表面光滑,角度  $\alpha$  偏差与砂轮微尖端偏差基本一致,小于  $1^\circ$ ,尖端半径  $r$  约为  $15 \mu\text{m}$ 。因此,相比激光等物理加工,金刚石微磨削技术可以加工出高精度 V 尖角的微 V 槽流道。通过数控技术可以加工出有梯度的微 V 槽流道。

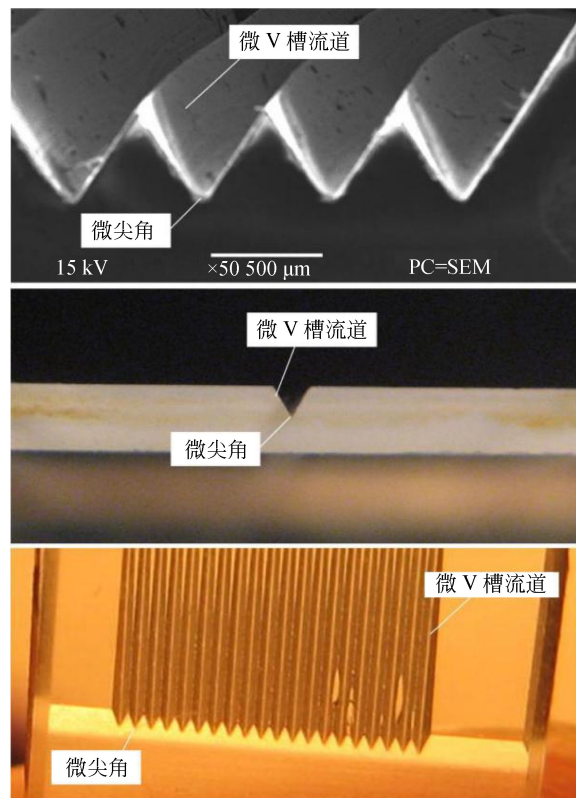


图 4 石英玻璃表面微 V 槽磨削加工  
Fig. 4 Micro-V-groove grinding on quartz glass surface

### 3 微流控芯片的设计

图 5 为微 V 槽流道的液体自驱动几何模型。其拓扑结构特征化参数为:微 V 槽的角度  $\alpha$ 、尖端半径  $r$  和梯度  $\eta$ 。当微流体进入微流道后,底部

尖角及纳米裂纹流道对微流体产生吸附力,形成微流体前端凹面<sup>[20]</sup>。它可以破坏最小表面的表面能状态,形成前端表面张力,导致微流体自动填充凹面,减少前端表面积和降低表面能,诱导和驱动微流体流动。

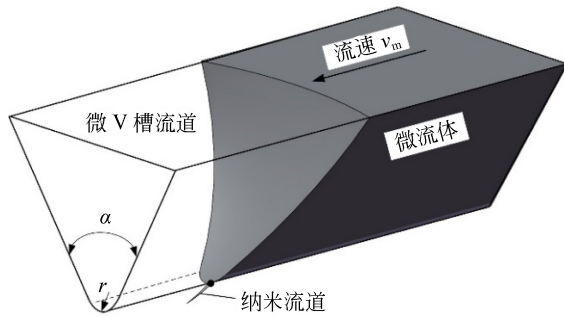


图 5 自驱动流道的几何拓扑模型

Fig. 5 Geometric topology of self-driven channel

图 6 为微流控芯片设计图。芯片尺寸为  $60 \times 60 \times 3$  mm,有进样口、样品缓冲室、反应池( $\varphi 5$  mm)和气压控制池( $\varphi 4$  mm)等,通过微流道相互连接。在设计中,采用直线梯度的微 V 槽流道的流道(图 6(b)),防止微液体回流,取代矩形的环形流道(图 6(a))。

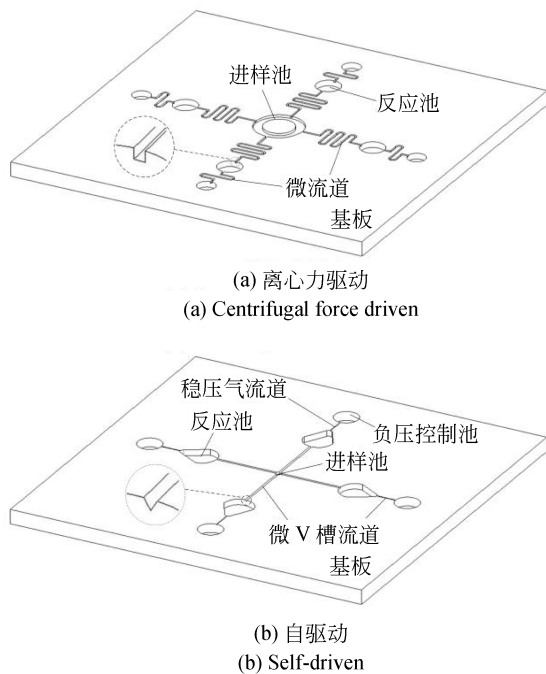


图 6 病原体检测的微流控芯片设计

Fig. 6 Design of microfluidic chip for pathogen detection

结合环介导等温扩增技术(Loop-Mediated Isothermal Amplification, LAMP)技术,开发病原体检测试剂盒和可见光波段的荧光反应染料,检测病原体核酸。在芯片上实现检测液预混、检测样本进样和混合、等温核酸扩增和光学测试。

#### 4 微 V 槽流道的自驱动拓扑结构特性

图 7 为微 V 槽流道表面粗糙度不同的流速测量。将微流控芯片固定在检测平台上,采用视频逐帧处理记录微流体流动过程,每条微流道重复进行 3 次流速测量。实验发现,当微 V 槽流道角度  $\alpha$  为  $60^\circ$  时,表面粗糙度  $R_a$  为  $104.0$  nm 的流速  $v_m$  为  $5.9$  mm/s,而  $R_a$  为  $31.2$  nm 的流速  $v_m$  为  $18.7$  mm/s,提高流速 3 倍以上。这表明:纳米粗糙表面有利于提高微液体流速。

采用同样方法可以测得,当微 V 槽流道角度  $\alpha$  为  $120^\circ$  时,微液体流速  $v_m$  为  $16.5$  mm/s。其角度  $\alpha$  为  $60^\circ$  时,流速增加到  $18.7$  mm/s,流速增幅约为 13%。进一步实验发现,当微流道梯度  $\eta$  为  $0.42^\circ$  时,微液体流速  $v_m$  为  $3.8$  mm/s,比无梯度的  $2.5$  mm/s 流速提高约 52%。此外,微流道条数越少,流速越高。这表明,更小微 V 槽角度,更大梯度和更少流道数有利于微流体自驱动流动。

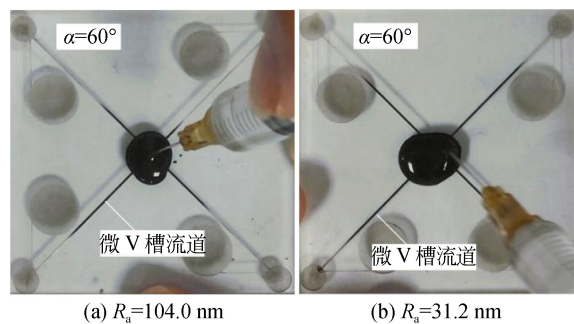


图 7 不同表面粗糙度  $R_a$  的微液体流速测量

Fig. 7 Flowing velocity measurement with different surface roughness  $R_a$

图 8 为两种不同液体的混合面积图及变化曲线。该实验结果显示,在面积  $S$  为  $12.6$  mm<sup>2</sup> 和  $20.6$  mm<sup>2</sup> 的流池里,微液体的混合速率分别为  $18.2$  mm<sup>2</sup>/s 和  $36.2$  mm<sup>2</sup>/s。这表明,微液体从

微 V 槽中快速流出,可与流池里的液体快速混合。而且,自驱动与负压相结合可以将流速提高约 1 倍,微液体从进样室流到反应室只需 0.14 s。

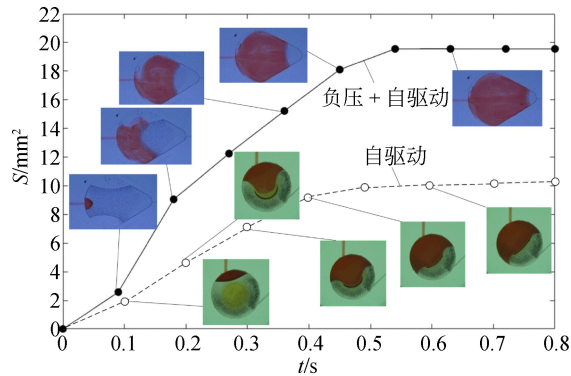


图 8 流池的微流体混合面积  $S$  随时间变化图

Fig. 8 Microfluid mixing area  $S$  versus time in reaction cells

图 9 为有无纳米裂纹流道的微液体流速  $v_m$ 。检测数据是来源于前期研究实验<sup>[20]</sup>。结果显示:有纳米流道的位置可以将流速  $v_m$  提高 30%~71%,有利于微液体在驱动。这说明,微 V 槽尖端分布纳米流道可驱动微液体流动。为了验证其纳米裂纹流道的存在,进行金刚石切削刃(四面顶锥)的石英玻璃表面切入压印实验,压力 1.961 N,切削刃端的裂纹扩展如图 10 所示。

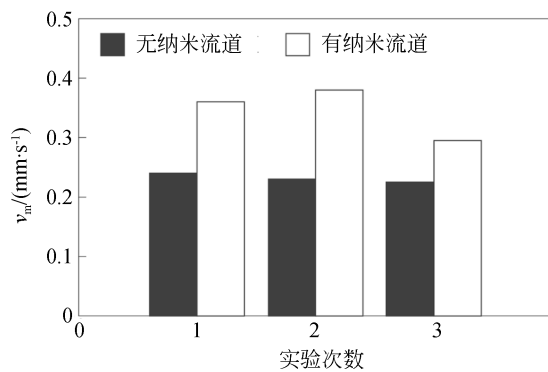


图 9 有无纳米流道的微液体流速  $v_m$

Fig. 9 Flowing velocity  $v_m$  with or without nano-channels

从图 10 中可以看到,其前端因裂纹可以产生纳米流道,其宽度小于 160 nm,深度约 50~100 nm,深宽比为 0.3~0.7。这可以说明:在微 V 槽流道的磨削中,磨粒切削刃尖端的机械压入会在微 V 槽尖角处滋生裂纹,进而产生纳米流道,诱

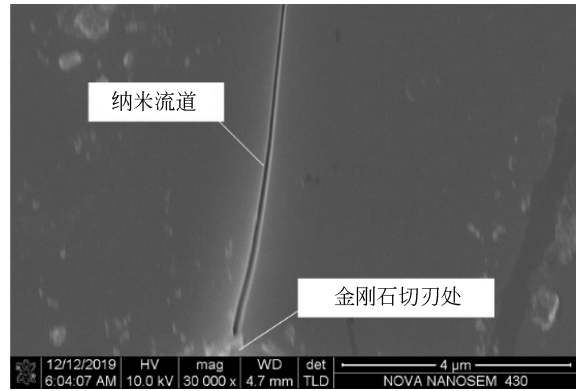


图 10 金刚石切痕端的纳米流道形貌

Fig. 10 Morphology of nano-channels at the diamond cut end

导微液体自驱动运动。

## 5 病原体检测实验

布鲁氏菌病(Brucella spp),是一种由布鲁氏菌引起的,导致繁殖能力降低的人兽共患病。环介导等温核酸扩增技术是链置换型 DNA 聚合酶的分子生物学方法,用于检测布鲁氏菌。先开发病原体核酸检测用的 DNA 提取试剂盒(T003S/L)和布鲁氏菌核酸检测试剂盒,对应的检测靶标基因为布鲁氏菌 Omp25 基因,然后开发检测双链 DNA 的荧光染料 SYBR GREEN,染料底色为橘黄色,发生扩增反应为绿色,则检测样品中含有布鲁氏菌。

实验步骤:

- (1)提取病原体核酸;
- (2)将芯片超声波酒精清洁 5 min,再蒸干酒精;
- (3)配置样品待检液:12.5  $\mu\text{L}$  缓冲液,0.5  $\mu\text{L}$  无菌水,2  $\mu\text{L}$  待检样品,共 15  $\mu\text{L}$ ;
- (4)配置预加载检测试剂:8  $\mu\text{L}$  无菌水,1  $\mu\text{L}$  Bst 酶,1  $\mu\text{L}$  引物,共 10  $\mu\text{L}$ ;
- (5)将 10  $\mu\text{L}$  预加载检测试剂加入反应池,然后 PET 薄膜封装;
- (6)在真空桶中抽走芯片空气,形成负压;
- (7)在样品缓冲室中加入样品待测液,然后刺破贴膜启动负压引流,将样品引入;
- (8)LAMP 扩增检测:刺破气压控制室,放置于恒温金属浴仪器中在 63  $^{\circ}\text{C}$  下恒温保持 45 min;
- (9)取出芯片,在紫外灯下观察。

## 6 检测结果与分析

在实验中,将空肠弯曲杆菌、布鲁氏菌和小肠结肠炎耶尔森氏菌 3 种病原体的靶标基因对应的检测试剂和阴性对照检测试剂分别加入到芯片的反应池,如图 11 所示(彩图见期刊电子版)。结果显示,空肠弯曲杆菌检测试剂、小肠结肠炎耶尔森氏菌检测试剂以及阴性对照试剂与布鲁氏菌的 Omp25 基因不发生扩增反应,呈无色的阴性。但是,布鲁氏菌检测试剂与布鲁氏菌的 Omp25 基因发生扩增反应,呈绿色的阳性。而且,特异性良好,未出现扩增产物扩散和试剂污染。

图 12 为 LAMP 病原体检测灵敏度的实验结果(彩图见期刊电子版)。在实验中,将含有布鲁氏菌基因组 DNA 的待测样本引入进行核酸扩增反应。将待测样本以 10 倍梯度进行浓度稀释,重复实验,发现不同浓度的检测样本均出现良好的结果。此外,布鲁氏菌基因组 DNA 样本与布鲁

氏菌检测试剂发生扩增反应,上孔、左孔和下孔均显绿色,而右孔显橘黄色,这说明样本与对照检测试剂不反应。由此可知,布鲁氏菌 DNA 的最低检测浓度可以达到  $100 \text{ ag}/\mu\text{L}$  及以下。

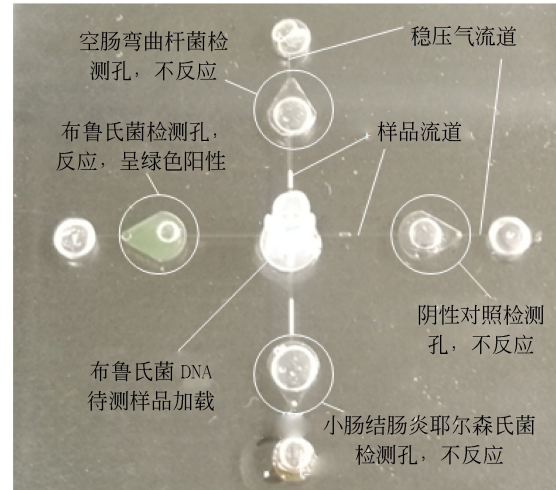


图 11 特异性检测实验

Fig. 11 Specific detection experiment

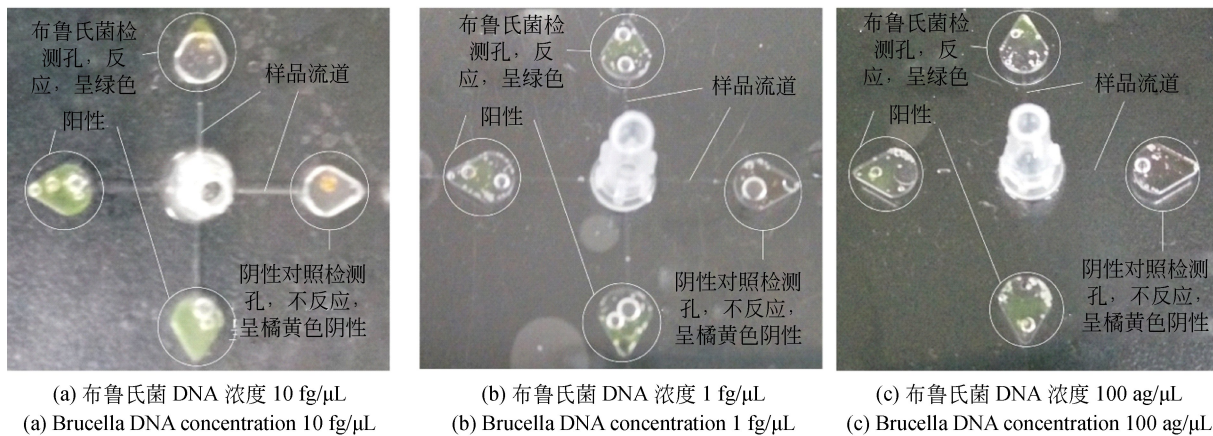


图 12 梯度浓度布鲁氏菌基因组 DNA 检测

Fig. 12 Gradient concentration detection of Brucella genomic DNA

## 7 结论

开发金刚石砂轮微尖端的精密修整工艺,将砂轮及其尖端上磨粒修整成同一角度  $60^\circ$ ,其角度端偏差达到  $\pm 0.5^\circ$ 。在塑性域削加工的机械复制下,可将石英玻璃芯片表面磨削出高精度的微 V 槽流道,其表面粗糙度达到  $30 \text{ nm}$ 、尖端半径达到  $15 \mu\text{m}$ 。

石英玻璃微 V 槽磨削需要工艺时间,但石英玻璃芯片可重复使用。该技术可加工玻璃和 PMMA 芯片模压成型的模芯,用于微流控芯片的快速生产。

在微流控芯片中,微 V 槽角度和表面粗糙度越小以及梯度越大,流速越快,且深宽比为  $0.3 \sim 0.7$  的纳米流道也可诱导微液体流动。此外,通过微 V 槽流道的液体也可以经过微流池  $90^\circ$  边角的微 V 槽快速流入,与其他液体混合。微液体从

加载室流到反应室只需 0.14 s。

根据微液体自驱动的微流道拓扑结构尺度效应,设计自驱动的微流控芯片。在检测实验中,布鲁氏菌检测试剂与布鲁氏菌的 Omp25 基因发生

扩增反应,结果呈绿色的阳性,而且,特异性良好,未出现扩增产物扩散和检测试剂污染等干扰问题。布鲁氏菌的病原体核酸检测灵敏度可以小于 100 ag/ $\mu$ L。

### 参考文献:

- [1] 林炳承. 微流控芯片的研究及产业化[J]. 分析化学, 2016, 44(4): 491-499.  
LIN B CH. Research and Industrialization of microfluidic chips[J]. *Chinese Journal of Analytical Chemistry*, 2016, 44(4): 491-499. (in Chinese)
- [2] 郑小林, 鄢佳文, 胡宁, 等. 微流控芯片的材料与加工方法研究进展[J]. 传感器与微系统, 2011, 30(6): 1-4,7.  
ZHENG X L, YAN J W, HU N, *et al.*. Research progress of materials and fabrication methods of microfluidic chip [J]. *Transducer and Microsystem Technologies*, 2011, 30(6): 1-4,7. (in Chinese)
- [3] 许雪, 陈曦, 赵佳敏, 等. 基于 3D 打印的血型检测微流控芯片研究[J]. 中国测试, 2018, 44(7): 68-72.  
XU X, CHEN X, ZHAO J M, *et al.*. Research on blood type detection microfluidic chip based on 3D printing[J]. *China Measurement & Testing Technology*, 2018, 44(7): 68-72. (in Chinese)
- [4] 兰子奇, 史智昊. 激光技术制备微流道的研究[J]. 激光杂志, 2017, 38(6): 124-126.  
LAN Z Q, SHI ZH H. Study on fabrication of microchannel by laser technology[J]. *Laser Journal*, 2017, 38(6): 124-126. (in Chinese)
- [5] 王中旺, 汪帮富, 丁雯钰. 超快激光制备 PMMA 微流道机理及工艺研究[J]. 激光与红外, 2019, 49(8): 935-940.  
WANG ZH W, WANG B F, DING W Y. Research on ablation mechanism and process parameters of PMMA microchannels by ultrafast laser[J]. *Laser & Infrared*, 2019, 49(8): 935-940. (in Chinese)
- [6] 陈实, 张卫平, 陈文元, 等. 用于微流控芯片的 PDMS 微混合器工艺和数值分析[J]. 微细加工技术, 2006(6): 48-51,62.  
CHEN SH, ZHANG W P, CHEN W Y, *et al.*. Fabrication and numerical analysis of PDMS micro-mixer on microfluidic chip[J]. *Microfabrication Technology*, 2006(6): 48-51,62. (in Chinese)
- [7] 范一强, 王玫, 张亚军. 3D 打印微流控芯片技术研究进展[J]. 分析化学, 2016, 44(4): 551-561.  
FAN Y Q, WANG M, ZHANG Y J. Recent progress of 3D printed microfluidics technologies[J]. *Chinese Journal of Analytical Chemistry*, 2016, 44(4): 551-561. (in Chinese)
- [8] 唐文来, 樊宁, 李宗安, 等. 基于 3D 打印牺牲阳模的异型截面微流道便捷加工[J]. 分析化学, 2019, 47(6): 838-845.  
TANG W L, FAN N, LI Z A, *et al.*. Facile fabrication of microchannel with unconventional cross-section using 3D printed sacrificial mould[J]. *Chinese Journal of Analytical Chemistry*, 2019, 47(6): 838-845. (in Chinese)
- [9] 彭子龙, 韦子龙, 刘明杨, 等. 电场驱动  $\mu$ -3D 打印蜡基微流控模具[J/OL]. 中国机械工程: 1-9 [2020-01-02]. <http://kns.cnki.net/kcms/detail/42.1294.TH.20191113.1544.040.html>.  
PENG Z L, WEI Z L, LIU M Y, *et al.*. Electric-field-driven  $\mu$ -3D printing wax-based mold for microfluidic[J/OL]. *China Mechanical Engineering*: 1-9 [2020-01-02]. <http://kns.cnki.net/kcms/detail/42.1294.TH.20191113.1544.040.html>. (in Chinese)
- [10] 陈昱. 微流控技术中的微流体控制与应用[J]. 海峡科技与产业, 2018,(6): 21-28.  
CHEN Y. Microfluidic control and application in microfluidic technology[J]. *Technology and Industry Across the Straits*, 2018,(6): 21-28. (in Chinese)
- [11] 康明, 吴建刚, 曾雪峰. 基于介质上电润湿的微流体变焦透镜的研究进展[J]. 光学技术, 2006. 32(5): 702-705.  
KANG M, WU J G, ZENG X F. Review of variable-focus liquid lenses based on electrowetting on dielectric[J]. *Optical Technique*, 2006. 32(5): 702-705. (in Chinese)
- [12] DARHUBER A A, VALENTINO J P, TROIAN S M, *et al.*. Thermocapillary actuation of droplets on chemically patterned surfaces by programmable microheater arrays[J]. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 2003, 12(6): 873-879.
- [13] AEINEHVAND M M, IBRAHIM F, HARUN S

- W, *et al.*. Biosensing enhancement of dengue virus using microballoon mixers on centrifugal microfluidic platforms[J]. *Biosensors & Bioelectronics*, 2015, 67: 424-430.
- [14] 高学金, 吕昕雨, 金辰. 负压型微流控葡萄糖生物传感在线检测系统的研制[J]. *仪表技术与传感器*, 2019(9): 66-68.  
GAO X J, LV X Y, JIN CH. Development of microfluidics glucose biosensing on-line analysis system based on negative pressure driven[J]. *Instrument Technique and Sensor*, 2019(9): 66-68. (in Chinese)
- [15] 蔡颖, 陈阳, 洪战英, 等. 浓度梯度微流控芯片平台的构建及其应用于抗白念珠菌药物快速筛选研究[J/OL]. *药学报* [2020-01-02]. <http://kns.cnki.net/kcms/detail/11.2163.R.20191219.1539.004.html>.  
CAI Y, CHEN Y, HONG ZH Y, *et al.*. Construction of a concentration gradient microfluidic chip platform for the rapid screening of drugs active against *Candida albicans* [J/OL]. *Acta Pharmaceutica Sinica* [2020-01-02]. <http://kns.cnki.net/kcms/detail/11.2163.R.20191219.1539.004.html>. (in Chinese)
- [16] DOW P, KOTZ K, GRUSZKA S, *et al.*. Acoustic separation in plastic microfluidics for rapid detection of bacteria in blood using engineered bacteriophage [J]. *Lab on A Chip*, 2018, 18(6): 923-932
- [17] HUANG L, CHEN Y, HUANG W, *et al.* Cell pairing and polyethylene glycol (PEG)-mediated cell fusion using two-step centrifugation-assisted single-cell trapping (CAScT)[J]. *Lab on A Chip*, 2018, 18(7): 1113-1120.
- [18] 谢晋, 谭廷武, 郑佳华, 等. 金刚石砂轮 V 形尖端的数控对磨微细修整技术[J]. *金刚石与磨料磨具工程*, 2010, 30(5): 1-5, 10.  
XIE J, TAN Y W, ZHENG J H, *et al.*. CNC mutual-wear micro truing technique of diamond wheel V-tip[J]. *Diamond & Abrasives Engineering*, 2010, 30(5): 1-5, 10. (in Chinese)
- [19] XIE J, XIE H F, LUO M J, *et al.*. Dry electro-contact discharge mutual-wear truing of micro diamond wheel V-tip for precision micro-grinding[J]. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 2012, 60: 44-51.
- [20] XIE J, SU H H, LIAO J Y, *et al.*. Experimental study on self-flowing speed in microchannel related to micro-/nanoscale surface topographies[J]. *Microfluidics and Nanofluidics*, 2017, 21(6): 106.

## 作者简介:



谢晋(1963—), 男, 山西榆次人, 博士, 教授, 博士生导师, 2002 年于日本北见工业大学获得博士学位, 主要从事磨削技术、精密微细制造技术及过程控制等方面的研究。E-mail: jinxie@scut.edu.cn

## 作者简介:



郭奥钿(1996—), 男, 广东茂名, 硕士研究生, 2018 年于华南理工大学获得学士学位, 主要从事微细加工与微流控芯片加工等方面的研究。E-mail: aodianguo@163.com