

文章编号 1004-924X(2013)10-2557-09

# 半月形电极微液滴驱动的微流控芯片

许晓威, 陈立国\*, 孙立宁

(苏州大学 机器人与微系统研究中心, 江苏 苏州 215021)

**摘要:**针对目前数字微流控芯片驱动电压比较高的问题,本文对比传统的驱动电极结构,研制了一种可以降低驱动电压的半月形驱动电极数字微流控芯片。首先,基于介电湿润原理,分析微液滴所受介电湿润力和微液滴接触圆上有效三相接触线所对应弦长的关系。接着,对比分析了传统的方形、叉齿形驱动电极与提出的半月形驱动电极上液滴有效三相接触线所形成的弦长大小;分析得出 3 种驱动电极结构中半月形驱动电极所形成的有效弦长最大,从而表明半月形驱动电极的数字微流控芯片上介电驱动力最大。最后,利用设计制作的 3 种驱动电极介电湿润芯片分别实验验证驱动液滴的效果。结果表明,所研制的半月形驱动电极数字微流控芯片的最小驱动电压分别比方形和叉齿形驱动电极芯片降低了约 37% 和 67%。另外,当有效驱动电压为 60 V 时,半月形驱动电极芯片上 2  $\mu\text{L}$  去离子水微液滴的速度约为 10 cm/s,分别是方形与叉齿形驱动电极芯片上液滴速度的 3 倍和 2 倍。得到的实验数据证明了半月形驱动电极数字微流控芯片实现了降低芯片驱动电压的目的。

**关键词:**数字微流控芯片;介电湿润;微液滴;半月形电极;驱动电压

**中图分类号:**TQ320.66;TP273 **文献标识码:**A **doi:**10.3788/OPE.20132110.2557

## Micro-droplet driven digital microfluidic device with crescent electrode

XU Xiao-wei, CHEN Li-guo\*, SUN Li-ning

(Robotics & Microsystem Center, Soochow University, Suzhou 215021, China)

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

**Abstract:** According to the high driving potential of existing digital microfluidic devices, a novel crescent electrode was designed to reduce the driving potential based on traditional electrode structure. First, based upon the theory of electrowetting-on-dielectric (EWOD), the relation between the driving force exerted on a micro-droplet and the chord length of an effective Triple Contact Line (TCL) of the contact circle of the micro-droplet was analyzed. Then, the chord lengths of the effective TCLs from a square electrode, a jagged electrode and the crescent electrode were analyzed. It shows that the chord length of TCL from the crescent electrode is the maximal, so the driving force exerted on the droplet in the digital microfluidic device with the crescent electrode was the maximal. Finally, the droplet driving effect was tested via three kinds of electrode devices. The experimental results show that the minimum driving potential on the device with the crescent electrode can reduce approximately

收稿日期:2013-05-07;修订日期:2013-06-07.

基金项目:国家自然科学基金资助项目(No. 51275327)

37% and 67% as compared with those of the square and jagged electrode devices. Furthermore, when the driving potential is 60 V<sub>RMS</sub>, a 2 μL droplet can be driven at a velocity of 10 cm/s, which is triple and double the velocity of the same droplet on the square and jagged electrode devices. The obtained experimental results validate the feasibility of reducing the driving potential of digital microfluidic device with the crescent electrode.

**Key words:** digital microfluidic device; electrowetting-on-dielectric; micro-droplet; crescent electrode; driving potential

## 1 引言

在过去的 20 年,数字微流控芯片在实验室研究和工业应用中呈现出蓬勃发展的趋势,尤其是基于微液滴操控的数字微流控芯片取得了极大的进展,目前被操控液滴的体积已达到微升甚至纳升级别,从而可以在微尺度下对微升和纳升级别的液滴进行更精确的混合,液滴内部的化学反应也更加充分<sup>[1-5]</sup>。另外,实现了对液滴内部不同的生化反应过程的监控,微液滴可以包含细胞和生物分子,比如蛋白质、DNA,这样就实现了更高通量的监控。在众多驱动微液滴的方法中,传统的方法是在微管道中实现微液滴的生成和控制,但微管道的制造工艺非常复杂,且微管道很容易被堵塞,重复利用率不高,需要复杂的外围设备驱动;相比之下,采用电驱动具有很多优点,其中,基于介电湿润效应的微流控芯片因为不需要微管道、微泵和微阀等复杂设备而独具优势。工艺简单、发热量小,响应迅速,功耗低、封装简单等优点,介电湿润效应被越来越多的用来操控数字微流控芯片中的微液滴<sup>[6]</sup>。基于介电湿润效应的微流控芯片可以实现对微液滴的分配、分离、运输和合并操作。

但是,目前驱动微液滴的驱动电压还没有得到很好的控制,常规的驱动电压达到了 80 V<sub>RMS</sub>,甚至更高,而微流控芯片的主要应用领域是生化分析和医学监测,过高的电压会对微液滴中所包含的细胞、生物分子等活性体造成不可逆的损伤,所以降低微流控芯片的驱动电压成为介电湿润芯片领域的一个研究热点<sup>[7-10]</sup>。而基于介电湿润效应的微流控芯片实现液滴操控性能的优劣主要取决于电极的形状,电极形状不同会导致介电湿润芯片驱动电压的不同。本文针对驱动电极的形

状,分别设计制作了方形、叉齿形和半月形驱动电极,理论分析和实验验证显示,半月形电极的驱动效果优于方形电极和叉齿形电极,可以通过采用半月形的驱动电极来实现降低介电湿润芯片电压的目的。

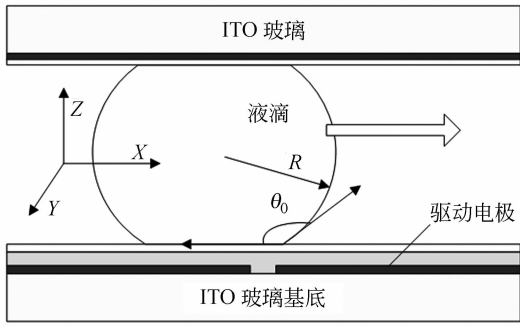
## 2 液滴驱动与降低驱动电压的原理

### 2.1 介电湿润(EWOD)的基本原理

如图 1(a)所示,驱动电极阵列位于水层和介电层下方,驱动电极数为 2 个。当右侧驱动电极加电时固-液界面之间的电容效应导致微液滴的接触角改变,在其内部产生压力差来驱动微液滴,微液滴会从左边电极运动到右侧电极上,依次给控制电极加电就可以驱动微液滴沿着预先设定好的路径运动,实现对微液滴的操控。在介电湿润过程中,上极板接通零电极,位于下极板上的驱动电极接驱动电压。液滴位于两个驱动电极之上,当右侧电极导通时,微液滴与施加驱动电压的右侧电极表面湿润性发生改变。驱动电压与接触角的关系可以由杨-李普曼方程进行描述:

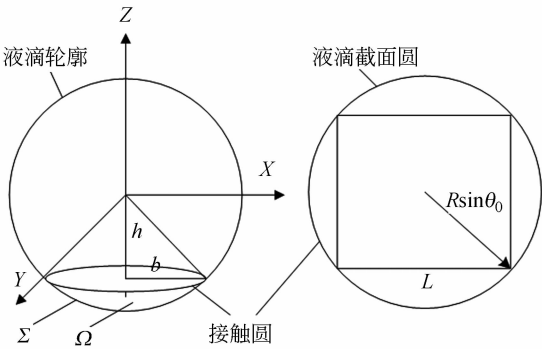
$$\cos \theta_V - \cos \theta_0 = \frac{\epsilon_r \epsilon_0}{2\gamma_{LG}d} V^2, \quad (1)$$

式中: $\theta_V$  和  $\theta_0$  分别表示加驱动电压和不加驱动电压  $V$  时的接触角, $\epsilon_r$  表示介电层的相对介电常数, $\epsilon_0$  表示真空的介电常数, $\gamma_{LG}$  表示液-气”表面张力, $V$  表示所加电压, $d$  表示介电层的厚度。由式(1)可知,当驱动电压增大时,微液滴的接触角随着驱动电压的增大而减小,液滴左右两侧的接触角不同会在其内部产生压力差,驱动微液滴沿着施加电压的驱动电极单元方向运动<sup>[10-15]</sup>。只要按时序给驱动电极单元施加一定频率和幅值的交流电压,就可以驱动微液滴沿着预先设定好的路径运动,实现对微液滴的操控。



(a)“芯片-液滴”截面示意图

(a) Cross view schematic of "EWOD device-droplet"



(b) 液滴与截面圆几何关系示意图

(b) Schematic of geometrical relation between droplet and its cross circle

图 1 介电湿润原理图

Fig. 1 Schematic illustration of EWOD principle

## 2.2 降低数字微流控芯片驱动电压的原理

图 2 所示分别为方形、叉齿形和半月形驱动电极,电极外轮廓都为  $1.4 \text{ mm} \times 1.4 \text{ mm}$ 。图 3 所示为有效三相接触分析俯视图,液滴位于左侧电极之上,右侧电极导通,虚线圆形表示液滴的接触圆,3 种驱动电极情况下液滴接触圆半径相同,当右侧电极导通时,电极上方液滴接触圆上的有效三相接触线在水平方向上产生的介电湿润力为:

$$f_{er} = \frac{1}{2}cV^2, \quad (2)$$

$$\gamma_{LG} \cos \theta_V = \gamma_{SV} - \gamma_{SL} + \frac{1}{2}cV^2, \quad (3)$$

式中: $c$  表示每个单位面积的电容大小, $\gamma_{LG}$  表示气液表面张力, $V$  表示驱动电压。由图 2 可知,作用在有效三相接触线  $X$  轴方向上的总的介电力可以沿着三相接触线进行积分得到,表示为:

$$F_{\text{dielectric}} = \int_{TCL} f_{er} \cos \phi dL = \frac{L}{2}cV^2 = f_{er} \cdot L, \quad (4)$$

式中: $L$  表示有效三相接触线所形成的有效弦长,由式(4)可以得出沿  $X$  轴方向上的介电湿润力和所加的驱动电压平方成正比,和有效三相接触线所形成的弦长  $L$  成正比<sup>[1]</sup>,因此,在相同的驱动电压下,有效三相接触线所形成的弦长  $L$  越大,作用在液滴上的介电湿润力越大。因此,在增大弦长的前提下,可以以较低的驱动电压获得理想的介电驱动力,从而实现降低数字微流控芯片驱动电压的目的。

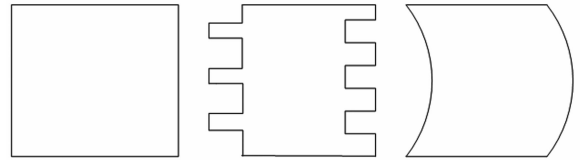


图 2 驱动电极结构示意图

Fig. 2 Top view of the illustration of driving electrodes

## 3 不同电极形状的介电湿润力计算

### 3.1 驱动电极介绍

由式(1)可知,当芯片其他物理参数一定时,液滴接触角的改变受驱动电压的影响,电压越大,接触角改变量越大,直到液滴的接触角达到饱和。反过来,当驱动电压一定时,液滴接触角的改变量会受到介电湿润芯片上其他物理参数的影响,如介电层的厚度和介电常数的大小,驱动电极的形状等,其中驱动电极的形状是基于介电湿润效应芯片中很重要的结构参数,因为驱动电极的形状会影响芯片中电场的分布,电场的分布会影响液滴接触角的改变,而液滴接触角的改变量是衡量介电湿润力大小的一个重要标准,为了获得较大的接触角改变量就对介电湿润芯片上驱动电极的形状有一定的要求。早期的研究中通常使用方形驱动电极,图 2(a)所示为单个方形驱动电极,图 2(b)为目前比较常用的叉齿形驱动电极。

针对方形和叉齿形驱动电极制作和使用过程中的不足设计了新型的半月形驱动电极,其结构如图 2(c)所示,半月形驱动电极在水平方向右侧半部为半圆形,和液滴在水平方向上的投影(液滴的截面圆)保持一致,这样,液滴开始运动时刻的

前部和驱动电极会有一个比较均匀的距离,液滴受力会比较均匀。分别把图 2 中 3 种驱动电极按照一定的顺序排列组合就可以形成阵列电极芯片。

### 3.2 驱动电极与液滴位置、体积的关系

图 3 分别为液滴截面圆(虚线圆)和 2 个方形, 2 个叉齿形和 2 个半月形驱动电极的组合示意图。如图 3(a)所示,液滴截面圆大部分位于左侧电极之上, 3 种电极的外轮廓都为  $1.4 \text{ mm} \times 1.4 \text{ mm}$ ;叉齿长度为  $200 \mu\text{m}$ ,高度为  $157 \mu\text{m}$ ;半月形驱动电极的圆弧半径为  $800 \mu\text{m}$ 。3 种驱动电极情况下液滴的初始位置相同,液滴的大部分都位于左侧电极之上;左侧驱动电极的排列初始位置也相同,右侧方形、叉齿形和半月形驱动电极导通;图 3 中粗实线表示液滴接触圆所形成的有效三相接触线。有效三相接触线是液滴接触圆位于导电驱动电极上方的一段圆弧,该圆弧与厌水层、空气介质相接触形成。当右侧驱动电极导通时,有效三相接触线上沿 X 轴(液滴运动方向)向的每单位长度上的介电湿润力大小表示为式(2),把每单位长度的介电湿润力沿着有效三相接触线

积分就可以得到作用于液滴上总的介电湿润力大小的表达式,如式(4)所示。在表面张力的作用下微液滴具有自动缩小表面的趋势,由于球体是相同体积下表面积最小的空间体,因此在忽略重力和其他外力时可以假设微液滴呈球状,基于该假设建立微液滴模型如图 1(b)所示。液滴在驱动过程中,液滴接触角变化过程中忽略蒸发的影响,液滴的体积不变且保持球形,接触角和半径  $R$  在不断变化。

空间域  $\Omega$  为圆  $x^2 + (y-h)^2 = b^2$  截球  $x^2 + y^2 + z^2 = R^2$  所得到的体积较小的空间域,则:

$$V_0 = \frac{4}{3}\pi R^3 - 2 \iiint_{\Omega} dx dy dz, \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \iiint_{\Omega} dx dy dz &= \int_0^{2\pi} \int_0^b \int_0^h \sqrt{R^2 - r^2} r dz dr d\delta = \\ &= \frac{2\pi}{3} R^3 \left( 1 + \frac{3}{2} \cos \theta_0 - \frac{1}{2} \cos^3 \theta_0 \right), \end{aligned} \quad (6)$$

所以:

$$\begin{aligned} V_0 &= \frac{4}{3}\pi R^3 - 2 \times \frac{2\pi}{3} R^3 \left( 1 + \frac{3}{2} \cos \theta_0 - \frac{1}{2} \cos^3 \theta_0 \right) = \\ &= \frac{2\pi}{3} R^3 (\cos^3 \theta_0 - 3 \cos \theta_0). \end{aligned} \quad (7)$$

液滴体积越大,液滴受到来自上下极板的剪切阻力和空气介质的阻力就越大,而液滴的有效三相接触线所形成的弦长  $L$  保持不变,则作用在液滴上的介电湿润驱动力就保持不变,所以当液滴体积超出一定范围时就不能被驱动。3 种电极情况下液滴的初始位置和左侧电极的初始位置都相同,液滴的接触圆圆心和左侧电极中心重合,液滴位于左侧电极之上,如图 3 中虚线圆所示;图 3 中三种驱动电极结构情况下,左侧电极处于断开状态,右侧电极处于接通状态。假设微液滴的初始接触角  $\theta_0 = 120^\circ$ ,根据图 3 液滴接触圆和右侧驱动电极的几何关系由式(5)、(6)和(7)算得 3 种驱动电极结构上所能操控液滴的最大体积约为  $4.79 \mu\text{L}$ ;反之如果液滴体积比较小,液滴的接触圆就不会位于右侧驱动电极之上,此时不会形成有效三相接触线,液滴也不能被驱动。根据图 3 液滴接触圆和右侧驱动电极的几何关系由式(5)、(6)和(7)算得 3 种驱动电极结构上操控液滴的最小体积约为  $1.89 \mu\text{L}$ ,所以,3 种驱动电极情况下,被驱动液滴体积  $V_0$  的大小应满足  $1.89 \mu\text{L} < V_0 < 4.79 \mu\text{L}$ 。

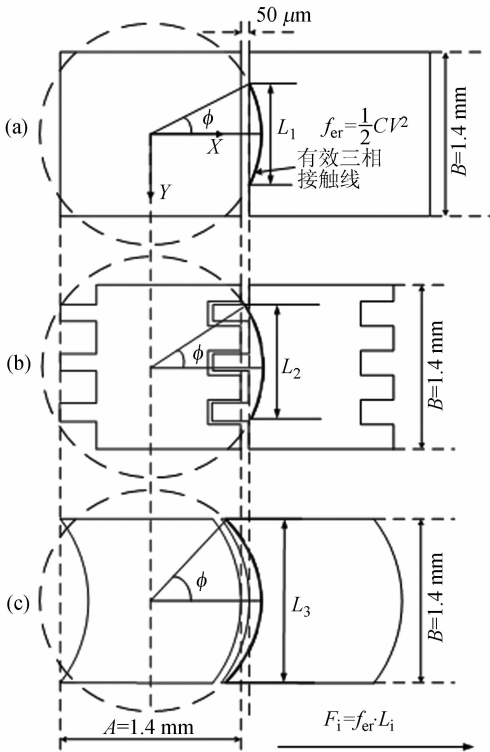


图 3 有效三相接触线分析俯视图

Fig. 3 Top view of the illustration of effective TCL

### 3.3 不同驱动电极介电湿润力的计算和比较

假设微液滴的体积为  $V_0 = 2 \mu\text{L}$ , 初始接触角  $\theta_0 = 120^\circ$ , 根据式 (7) 可以求得液滴半径  $R = 885.7 \mu\text{m}$ , 由图 1 所示微液滴半径  $R$  和液滴接触圆半径  $b$  的关系为:  $b = R \sin \theta_0$ , 把  $R$  的值带入此公式, 算得液滴接触圆半径  $b = 767 \mu\text{m}$ . 已经求得液滴接触圆半径, 通过它们之间的几何关系得到图 3(a) 中弦长  $L_1 = 1\ 125 \mu\text{m}$ ; 图 3(b) 中弦长  $L_2 = 1\ 190 \mu\text{m}$ ; 图 3(c) 中弦长  $L_3 = 1\ 400 \mu\text{m}$ . 所以图 3 中 3 种电极形状情况下作用在液滴上的初始介电驱动力  $F_1, F_2, F_3$  分别为:

$$\begin{cases} F_1 = \frac{L_1}{2} c V^2 = f_{er} \cdot L_1 = 625 \cdot f_{er} \\ F_2 = \frac{L_2}{2} c V^2 = f_{er} \cdot L_2 = 691 \cdot f_{er} \\ F_3 = \frac{L_3}{2} c V^2 = f_{er} \cdot L_3 = 1\ 400 \cdot f_{er} \end{cases} \quad (8)$$

所以当液滴的体积为  $V_0 = 2 \mu\text{L}$  时,  $F_1 < F_2 < F_3$ , 半月形驱动电极的介电湿润力比方形、叉齿形电极大, 驱动液滴的效果好。

为了使 3 种驱动电极情况下液滴初始时刻所受介电湿润力大小的推理具有一般普遍性, 计算了不同液滴体积对应的有效三相接触线所对应的弦长  $L$  的长度, 计算结果见表(1)。

由表 1 可知, 当液滴体积从  $1.89 \mu\text{L}$  增大到  $4.79 \mu\text{L}$  时, 图 3(a) 方形驱动电极结构上所形成的弦长  $L$  逐渐从 0 增大到最大值  $1\ 400 \mu\text{m}$ . 当液滴体积为  $1.89 \mu\text{L}$  时, 叉齿形驱动电极上的弦长  $L$  为  $471 \mu\text{m}$ , 在方形和半月形驱动电极上的弦长都为 0 的情况下, 可以驱动液滴, 但叉齿形驱动电极制作复杂, 由于叉齿结构的存在, 当电极导通时, 尖端上的电场强度比较大容易损坏芯片。另外, 叉齿形驱动电极结构上的最大有效弦长  $L$  为  $1\ 298 \mu\text{m}$ , 小于方形和叉齿形驱动电极。

表 1 液滴体积与弦长

Tab.1 Chord lengths and the volumes of droplet

液滴体积( $\mu\text{L}$ )	弦长 $L_1/\mu\text{m}$ (方形电极)	弦长 $L_2/\mu\text{m}$ (叉齿形电极)	弦长 $L_3/\mu\text{m}$ (半月形电极)
1.89	0	471	0
2	625	691	1 400
3	754	744	1 400
4	1 115	1 092	1 400
4.79	1 400	1 298	1 400

半月形驱动电极上的弦长  $L$  的变化情况是当液滴体积最小时, 液滴的截面圆与右侧导电驱动电极圆弧相切, 没有形成有效的三相接触线, 此时  $L$  为 0; 当液滴体积从最小增大至最大时,  $L$  总能保持在  $1\ 400 \mu\text{m}$ . 图 3 中 3 种驱动电极结构上的弦长  $L$  都会随着液滴体积的增大而增大, 其中, 只要液滴的体积大于芯片能够驱动液滴的最小体积, 半月形驱动电极增大的幅度最大。

另外, 在液滴体积大于芯片所能驱动的最小体积的情况下, 由表 1 数据可得到当 3 种驱动电极芯片上液滴的体积相同时, 半月形驱动电极上所能形成的有效弦长为 3 种驱动电极中最大的, 这说明驱动同等体积大小的液滴采用半月形驱动电极时介电驱动力最大, 就可以很好的保证芯片上液滴运动的连续性。

## 4 实验与分析

### 4.1 3 种驱动电极芯片的制作

利用微机械工艺技术 (MEMS), 分别加工方形、叉齿形和半月形驱动电极结构的数字微流控芯片。这 3 种驱动电极数字微流控芯片为下极板驱动电极单元的光刻、介电层的沉积和灰水层的旋涂, 其流程示意图分别如图 4 所示, 因为只是驱动电极的形状不同而制作工艺相同, 所以这三种驱动电极芯片的制作工艺流程可以用同一个流程示意图表示。3 种驱动电极下极板的驱动电极数都为 5 个, 电极布局为单排阵列布局。

如图 4(a) 所示, 采用 ITO 玻璃作为介电湿润微流控芯片的基底材料, 通过湿法刻蚀技术加工出 3 种形状的驱动电极和电极引线。首先在 ITO 玻璃上旋涂一层光刻胶, 通过光刻, 将所需的电极形状刻在光刻胶上, 然后通过显影、刻蚀, 最后剩下的 ITO 导电膜即为所需要的驱动电极。如图 4(b) 所示, 通过旋涂 SU-8 作为芯片的介电层材料, SU-8 的介电常数为 3.2。在已刻好电极的 ITO 玻璃上均匀涂一层 SU-8, 通过旋涂, 前烘, 后烘, 显影, 得到 SU-8 介电层的厚度为  $1 \mu\text{m}$ 。如图 4(c) 所示, 采用电子氟化液作为溶剂稀释 DuPont 公司的特氟龙溶液, 得到浓度为 1% 的旋涂液; 通过旋涂, 烘烤, 得到  $50 \text{ nm}$  左右的灰水层。上极板直接在 ITO 玻璃表面旋涂一层特氟龙涂层作为灰水层。然后用双面胶带作为上下极板连接在

一起,单层双面胶带的厚度是  $50\ \mu\text{m}$ ,本文用 6 层双面胶层叠,上下极板的间距  $H=300\ \mu\text{m}$ 。

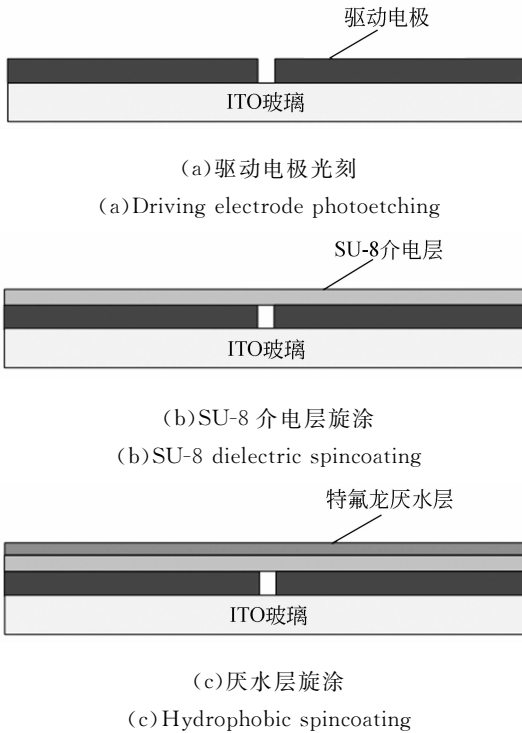


图 4 芯片下极板主要制作工艺流程图示意

Fig. 4 Schematic of major fabrication process steps of bottom plate

实验中,用微量注射器先将一定体积的去离子水液滴放置在芯片下极板相邻两个驱动电极上,由于芯片表面存在特氟龙灰水层,液滴的初始接触角  $\theta_0$  可达  $120^\circ$  左右,如图 5 所示。由于上极板表面也涂有特氟龙灰水层,不会影响下极板液滴的初始接触角大小。将信号发生器产生的信号电压经压电陶瓷驱动电源放大产生驱动液滴所需的电压,频率固定为  $100\ \text{Hz}$ ,去离子水液滴的运动情况由 CCD 照相机记录。

#### 4.2 液滴驱动效果实验及讨论

首先以较低的驱动电压 ( $V_{\text{RMS}} = 20\ \text{V}$ ) 进行驱动,以免电压过大发生 SU-8 介电层的击穿而损坏芯片,在该基础上以每次增加  $1\ \text{V}$  的办法直到能驱动去离子水液滴为止,此时的电压就为能够驱动液滴的最小电压值。在其他实验条件都一样的情况下,根据此方法分别测出方形、叉齿形和半月形电极数字微流控芯片最小驱动电压与液滴体积的关系如图 6 所示。根据第 3 节分析可知这 3 种驱动电极芯片所能够驱动液滴的体积为  $1.89\ \mu\text{L} < V_0 < 4.79\ \mu\text{L}$ ,由图 6 可知,当液滴体积为最

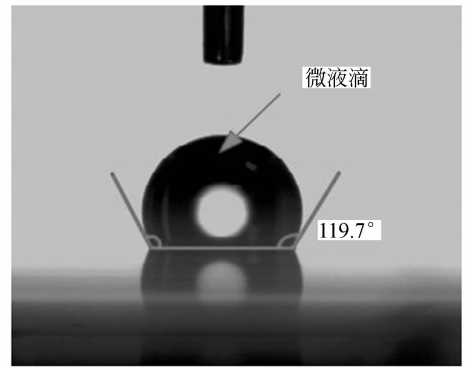


图 5 液滴初始接触角实测图

Fig. 5 Picture of droplet contact angle

小的  $1.89\ \mu\text{L}$  时,只有叉齿形电极能够以  $38\ \text{V}$  左右的电压驱动液滴,这主要是因为当液滴截面圆较小时,叉齿设计的特殊结构会使相邻两个电极的相对距离缩短,会产生一定大小的有效弦长为  $471\ \mu\text{m}$ ,如表 1 所示。随着液滴体积的增大三种驱动电极形状能够驱动液滴运动的最小驱动电压都会增大,但传统的方形和叉齿形驱动电极增大的幅度要明显大于半月形驱动电极增大的幅度,当液滴体积达到最大的  $4.79\ \mu\text{L}$  时,方形和叉齿形电极的驱动电压分别为  $85$  和  $90\ \text{V}$ ,而此时半月形驱动电极上的最小驱动电压为  $51\ \text{V}$ 。由图 6 可知,除了最小体积外,半月形驱动电极芯片上的最小驱动电压比叉齿形驱动电极芯片所的最小驱动电压降低了约  $37\%$ ,比方形驱动电极芯片上的最小驱动电压降低了约  $67\%$ ,所以,对比方形和叉齿形驱动电极芯片,半月形驱动电极芯片可以以较低的驱动电压获得同等大小的介电驱动力。

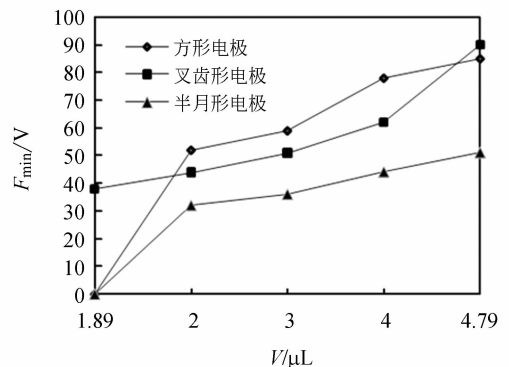


图 6 液滴体积与最小驱动电压关系图

Fig. 6 Relationship between droplet volume and minimum driving potential

以  $2\ \mu\text{L}$  去离子水为实验对象,电压频率为  $100\ \text{Hz}$ ,正弦交流电压  $V_{\text{RMS}} = 32\ \text{V}$ ,液滴在方形、叉齿形和半月形驱动电极介电湿润芯片上去离子水液滴运动情况视频截图如图 7 所示。由于 ITO 玻璃具有透光性;另外,驱动电极上方涂有一层白色 SU-8 介电层;去离子水呈无色透明状,所以为了更好的显示驱动电极和液滴的相对位置,根据驱动电极的实际形状、位置和液滴的实际位置和外轮廓,在图 7(a)和(b)中用虚线将驱动电极和液滴外轮廓表示出来,图 7(c)的液滴形状没有用虚线表示,其轮廓为其实际形状。在图 7 中,A,E 和 I 中液滴处于被驱动的初始时刻,B,C 和 D;F,G 和 H;J, K 和 L 中分别按时序给驱动电极 1,2 和 3 加电。

由图 7 可以看到,在驱动电压  $V_{\text{RMS}} = 32\ \text{V}$  时,图 7(a)中的方形驱动电极和 7(b)中的叉齿形驱动电极上的液滴不能够被驱动,液滴的位置没有发生变化。在图 7(c)中的 I, J, K 和 L 中的液滴被成功驱动,液滴向右运动。在图 7(c)中半月形驱动电极介电湿润芯片中,有效三相接触线所形成的弦长比较长。当液滴被驱动时,液滴运动的前半部呈近似半圆形,和相邻右侧半月形驱动电极的左侧外轮廓圆弧距离近似相等,而当液滴右半部呈半圆形时,相比与方形,叉齿形驱动电极,液滴在内部压力差的条件下近似半圆形的形状使其在半月形驱动电极芯片上更容易被驱动。

图 8 所示为三种驱动电极芯片上  $2\ \mu\text{L}$  去离子水液滴的平均速度和驱动电压(驱动电压都为有效值)关系图。为了减小误差,每个驱动电压值下的驱动实验都进行 5 次,然后根据每个视频中液滴的运动距离和运动时间求出液滴在每个驱动电压下的平均速度。由图 8 可知,驱动电压越大,液滴的平均速度就越大。在三种驱动电极的最小驱动电压下,可以从液滴能够被成功驱动时的液滴平均速度对比中得出半月形驱动电极芯片上液滴的平均速度最大为  $1.8\ \text{cm/s}$ ,明显大于方形和叉齿形驱动电极芯片上液滴的平均速度  $0.4$  和  $0.8\ \text{cm/s}$ 。

实验过程中,即使驱动电压大于最小驱动电压,方形和叉齿形驱动电极芯片上也会发生液滴不能被成功驱动到相邻电极的情况,此时就需要重复给相邻驱动电极加电以保证液滴能够被成功驱动,这主要是因为液滴的体积比较小时位于驱

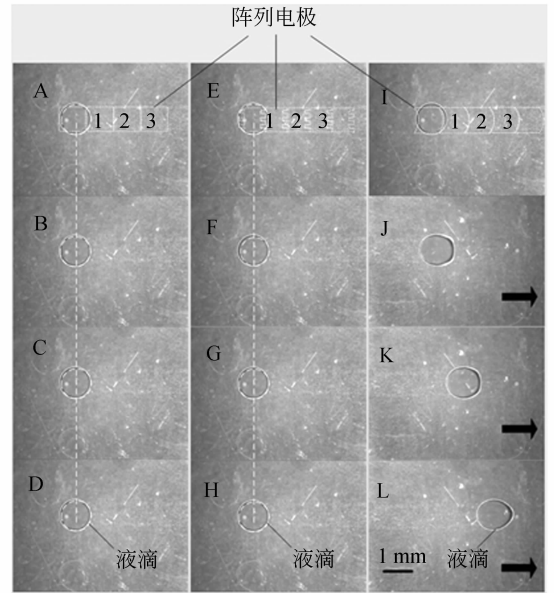


图 7 3 种驱动电极芯片上液滴运动视频截图俯视图  
Fig. 7 Top view of video sequences of moving droplet on three kinds of driving electrodes

动电极上方的有效三相接触线比较小;而半月形驱动电极芯片就很好的避免了液滴运动发生停止的情况,说明半月形驱动电极驱动液滴的连续性好,能够很好的保证液滴连续的运动,驱动效果要明显优于传统的方形和叉齿形驱动电极。

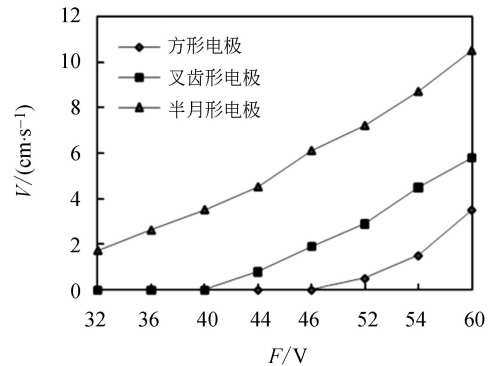


图 8  $2\ \mu\text{L}$  液滴平均速度和驱动电压的关系  
Fig. 8 Relationship between the average velocity of  $2\ \mu\text{L}$  droplets and driving potentials

综合以上分析,方形电极的设计、制作简单,其缺点是可驱动液滴体积的范围小,驱动力小,驱动电压较大;叉齿形驱动电极的优点是降低了液滴运动时液滴对于电极相对位置的敏感性,其缺点是制作工艺复杂,由于驱动电极上有尖端存在,

尖端上方的介电层和灰水层就容易被击穿而损坏芯片,驱动电压较大;综合电极的设计制作难度和芯片的使用效率,驱动液滴的驱动效果,半月形驱动电极驱动液滴的效果较好,介电驱动力大;特别是在驱动液滴的初始时刻半月形驱动电极可以提供更高的介电驱动力,这样就可以达到芯片降低驱动电压的目的。

## 5 结 论

本文理论分析了液滴接触圆上有效三相接触线所形成的弦长大小对液滴所受介电湿润力的影

响,在不同体积液滴时对比了液滴接触圆上有效三相接触线所形成的弦长大小,得出半月形驱动电极所形成的弦长最大;分别制作了方形、叉齿形和半月形驱动电极的介电湿润芯片。以去离子水为实验对象,得到了方形、叉齿形和半月形驱动电极数字微流控芯片最小驱动电压与液滴体积的关系,同时还得到了液滴平均速度与驱动电压的关系。实验结果表明:所设计的新型半月形驱动电极明显降低了驱动电压,与方形和叉齿形驱动电极相比较,不需要给驱动电极重复加电就能够使液滴运动到加电电极之上,液滴能够很好地被连续驱动。

## 参考文献:

- [1] JONG H C, JAMES J. Twin-plate electrowetting for efficient digital microfluidics [J]. *Sensors and Actuators*, 2011, 160(1):1581-1585.
- [2] NEGAR R, ALI D. A novel electrode shape for electrowetting-based microfluidics [J]. *Colloids and Surfaces A: Physicochem. Eng. Aspects*, 2010, 365(1-3):230-236.
- [3] LING S J, CHIH Y H, CHUN H C. Effect of electrode geometry on performance of EWOD device driven by battery-based system [J]. *Biomed Micro-devices*, 2009, 11(5):1029-1036.
- [4] MAIS J J, MICHAEL S B, KAMLESH D P. Digital microfluidics: a versatile tool for applications in chemistry, biology and medicine [J]. *Lab On a Chip*, 2012, 14(12):2452-2463.
- [5] HONG S D, DEVENDRA K M. Dielectric materials for electrowetting-on-dielectric actuation [J]. *Microssyst Technol*, 2010, 16(3):449-460.
- [6] JONG H C, DAE Y C, JAMES J P, *et al.*. Driving characteristics of the electrowetting-on-dielectric device using atomic-layer-deposited aluminum oxide as the dielectric [J]. *Microfluid Nanofluid*, 2010, 8(2):269-273.
- [7] ARGHYA N B, SHIZHI Q, SANG W J. High-speed droplet actuation on single-plate electrode arrays [J]. *Journal of Colloid and Interface Science*, 2011, 362(2):567-574.
- [8] RANDALL E B, ERIC J W, *et al.*. A microfluidic chip-compatible bioassay based on single-molecule detection with high sensitivity and multiplexing [J]. *Lab on a Chip*, 2010, 10(7):843-851.
- [9] IRENA B, SAM H A, AARON R W. A microfluidic platform for complete mammalian cell culture [J]. *Lab on a Chip*, 2010, 10(12):1536-1542.
- [10] YONG Z, RICHARD N, *et al.*. High performance single cell genetic analysis using microfluidic emulsion denerator arrays [J]. *Anal. Chem.*, 2010, 82(8):3183-3190.
- [11] ALI A, JONATHAN F H, HOMAYOUN N, *et al.*. Electrohydrodynamic modeling of microdroplet transient dynamics in electrocapillary-based digital microfluidic devices [J]. *Microfluid Nanofluid*, 2011, 10(5):1019-1032.
- [12] LIVIU C, DANIEL B, *et al.*. Numerical modeling of electrowetting process in digital microfluidic devices [J]. *Computers and Fluids*, 2010, 39(9):1510-1515.
- [13] CLIME L, BRASSARD D, *et al.*. Numerical modeling of electrowetting transport processes for digital microfluidics [J]. *Microfluid Nanofluid*, 2010, 8(5):599-608.
- [14] SINWOOK P, PAVITHRA A L, WIJETHUNGA, *et al.*. On-chip characterization of cryoprotective agent mixtures using an EWOD-based digital microfluidic device [J]. *Lab on a Chip*, 2011, 11(13):2212-2221.

## 作者简介:



**许晓威**(1984—),男,河南息县人,博士研究生,2008年于东南大学获得学士学位,主要从事数字微流控芯片方面的研究。E-mail: 851597503@qq.com



**孙立宁**(1964—),男,黑龙江鹤岗人,教授,博士生导师,1985年、1988年、1993年于哈尔滨工业大学分别获得学士、硕士、博士学位、主要从事先进机器人技术、微纳操作技术与装备、基于 MEMS 技术的微纳器件与系统等方面的研究。E-mail: lnsun@hit.edu.cn

## 导师简介:



**陈立国**(1974—),男,辽宁葫芦岛人,教授,博士生导师,现为苏州大学特聘教授,主要从事微纳米驱动及微操作机器人技术、微流控与微系统技术等领域的研究。E-mail: clg@hit.edu.cn

(版权所有 未经许可 不得转载)