

基于智能手机压电基片上微液滴位置分析

章安良

(武夷学院 微电子系,福建 武夷山 354300)

摘要:为了降低微流分析成本,该文提出了基于智能手机检测压电基片上目标微液滴方法,并开发出相应的应用软件,通过分析微液滴颜色信息和几何信息定位目标微液滴位置,结合分析时间获取微液滴输运速度。为验证提出方法的正确性,以 5 μL 黑色墨水溶液微液滴为研究对象,进行压电基片上微液滴识别和位置分析实验。结果表明,该文所提方法和开发的应用软件可识别和定位压电基片上微液滴,在功率为 27.5 dBm 时,第 2~10 s 段内微液滴输运速度为 0.416 mm/s。

关键词:智能手机;微液滴;识别;定位;压电基片

中图分类号:TN371 **文献标志码:**A

Sensing Position of a Droplet on a Piezoelectric Substrate Using a Smartphone

ZHANG Anliang

(Dept. of Microelectronics, Wuyi University, Wuyishan 354300, China)

Abstract: In order to decrease microfluidic analysis cost, a smartphone-based method for detecting the position of a droplet on piezoelectric substrate is presented. An application soft is developed for sensing droplet position, which can be obtained by analyzing its color information and geometry information. In the meantime, transportation velocity of the droplet is calculated by help of the interesting time. A 5 μL black ink solution droplet is used to demonstrate the utility of the presented method. The results show that the droplet on the piezoelectric substrate can be identified and its position can be determined using the self-developed app. The average transportation velocity of the droplet is 0.416 mm/s from 2 s to 10 s at 27.5 dBm of signal power.

Key words: smartphone; microdroplet; identify; sensing position; piezoelectric substrate

0 引言

微流系统因其具有生化试剂消耗量小,分析时间短及人为引入误差小等优点而得到研究,并被广泛应用到很多领域^[1-2]。与连续微流体相比,数字微流体(微液滴)^[3-4]具有更小的试剂消耗量,操作便捷、简单等优点^[5]。确定微液滴位置是微流分析的重要前提,是完成其混合、反应等微流操作的必要条件^[6-7]。

已有专家开展了微液滴位置分析研究,并报道了多种检测微液滴位置的方法。如 Miguel Angel Murran 等^[8]提出通过获取相邻两电极电容比率来动态确定基片上微液滴位置。Yiyan Li 等^[9]提出并设计了电容敏感电路进行基片上微液滴位置检测,并采用 200 V、500 Hz 的调制脉冲电压进行 3 μL 微

液滴在基片上输运和定位实验。Shiraz Sohail 等^[10]在传统的基于介电电润湿(EWOD)原理基础上设计器件结构,通过电极输出电压检测微液滴位置。上述微液滴操作及定位方法可有效实现微液滴位置分析,但需外加控制和检测电路,增加了微流分析成本。

压电微流系统是建立在压电基片上的数字微流系统^[11-12],它充分应用声表面波(SAW)的微流驱动能力,快速发展并成为微流分析领域的一个重要分支^[13]。微液滴可在压电基片上实现输运、混合、萃取、分离及分裂等微流操作^[14-15],主要通过检测叉指换能器(IDT)对上振荡频率的变化来确定微液滴在压电基片上的位置^[16-17]。该方法需要外加放大电路,以便与 IDT 对构成振荡电路,通过振荡频率

收稿日期:2021-11-22

基金项目:福建省自然科学基金资助项目(2020J01394)

作者简介:章安良(1968-),男,浙江省临海市人,教授,博士,主要从事压电微流器件的研究。

变化量检测微液滴位置。随着 IDT 对增加,外电路复杂度及分析成本也增加,但有进一步改进的空间。本文提出了在压电基片上基于智能手机的微液滴位置检测方法,它不需外电路,降低了分析成本。

1 实验

1.1 SAW 驱动微液滴原理

SAW 是压电基片上传播的弹性波,它由施加了合适频率电信号的 IDT 激发。IDT 激发 SAW 强度由施加于其上的电信号功率决定。当压电基片上 SAW 遇到微液滴时,在 IDT 上产生声辐射力,驱动微液滴沿 SAW 传播方向运动。SAW 驱动微液滴示意图如图 1 所示。

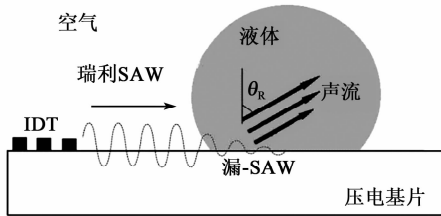


图 1 声表面波驱动微液滴示意图

图 1 中,SAW 遇到压电基片上微液滴,以瑞利角 θ_R 向微液滴辐射声流,驱动微液滴在基片表面运动,为压电微流操作及微流分析提供基础。

1.2 压电基片上微液滴识别及定位算法

为了确定微液滴在压电基片上的位置,首先需要识别压电基片上微液滴,为此,提出了压电基片上微液滴的识别方法。选定区域内的所有像素 R 、 G 、 B (其中, R 表示红色, G 表示绿色, B 表示蓝色) 值,并计算其平均值为

$$\text{avg}_{RGB(i,j)} = \frac{R + G + B}{3} \quad (1)$$

对于满足像素平均值小于一定阈值(目标微液滴像素均值)的像素点,结合坐标,将数据元素 $(x_i, y_j, \text{avg}_{RGB(i,j)})$ 存储于对象集合 $A_{\text{pixl}}\{\}$ 中。对集合 $A_{\text{pixl}}\{\}$ 中所有对象元素,计算其坐标距离:

$$d(k, t) = \{[A_{\text{pixl}}(k) \cdot x - A_{\text{pixl}}(t) \cdot x]^2 + [A_{\text{pixl}}(k) \cdot y - A_{\text{pixl}}(t) \cdot y]^2\}^{1/2} \quad (2)$$

根据距离 $d(k, t)$ 和集合元素个数可识别压电基片上目标微液滴。

微液滴位置 (L_x, L_y) 可根据下式确定:

$$L_x = \frac{A_{\text{pixl}}(m) \cdot x + A_{\text{pixl}}(n) \cdot x}{2} \quad (3)$$

$$L_y = \frac{A_{\text{pixl}}(p) \cdot y + A_{\text{pixl}}(q) \cdot y}{2} \quad (4)$$

式中: $A_{\text{pixl}}(m) \cdot x, A_{\text{pixl}}(n) \cdot x$ 分别为微液滴在 x 方向最小值和最大值; $A_{\text{pixl}}(p) \cdot y, A_{\text{pixl}}(q) \cdot y$ 分别为微液滴在 y 方向最小值和最大值。

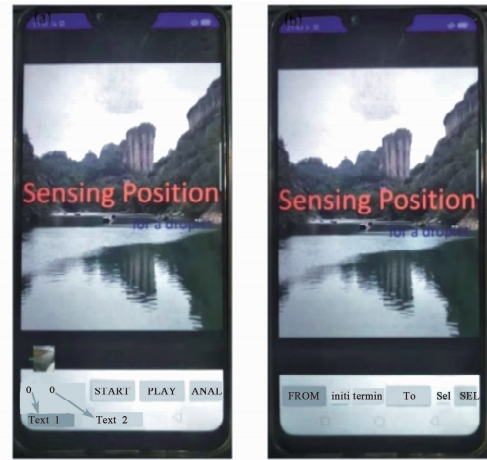
结合式(2)、(3)及微液滴输运时间,即可确定压电基片上微液滴输运速度:

$$v = \frac{L_{x2} - L_{x1}}{t} \quad (5)$$

式中: L_{x1}, L_{x2} 为两个不同时刻微液滴在 x 方向位置; t 为微液滴在两时刻的输运时间。

1.3 app 开发

根据所提出微液滴识别和定位算法,采用 1 300 万高清摄像头,8 核 CPU 的 OPPO PBAM00 智能手机进行压电基片上微液滴识别、定位的 app 开发,其测试运行的界面如图 2 所示。



(a) app 运行数据获取主界面

(b) 分析界面

图 2 app 进行压电基片上微液滴识别及定位的运行界面

图 2(a)为 app 运行后的界面,点击“START”按钮,记录微液滴运行视频,时间长度在 Text_1 文本框中显示。点击“PLAY”按钮,对记录的视频数据进行播放,播放的当前时间在 Text_2 文本框中显示。点击“ANAL”按钮,实现各时刻图像数据捕获,为后续分析提供基础。图 2(b)界面可进行人为选择不同分析时刻,以便获取不同时刻压电基片上微液滴位置及输运速度。其中,“inti”和“termin”分别为输入开始和结束的分析时间点,点击按钮“FROM”和按钮“To”分别进行开始时刻和结束时刻的液滴识别和位置确定。为了加快分析速度,采用按钮“Sel”选择分析区域。

2 实验结果与讨论

为验证所提出微液滴识别和位置确定方法的正确性,以 $5\ \mu\text{L}$ 黑色墨水溶液微液滴为实验对象,在压电基片的 IDT 上施加功率为 $27.5\ \text{dBm}$ 电信号,驱动黑色墨水溶液微液滴在基片上输运,分析不同时刻微液滴坐标位置和输运速度。图 3 为输入的开始时刻和结束时刻应用开发的 app 分析得到的微液滴坐标及此时间段内平均输运速度。图 3(a)是单击“Sel”按钮后,选择待分析区域,以提高分析速度。图 3(b)是输入的初始时刻(2 s)app 完成的微液滴识别及其位置坐标。图 3(c)是输入的结束时刻(10 s)app 完成的微液滴识别、位置坐标及期间的平均输运速度(约为 $0.416\ \text{mm/s}$)。

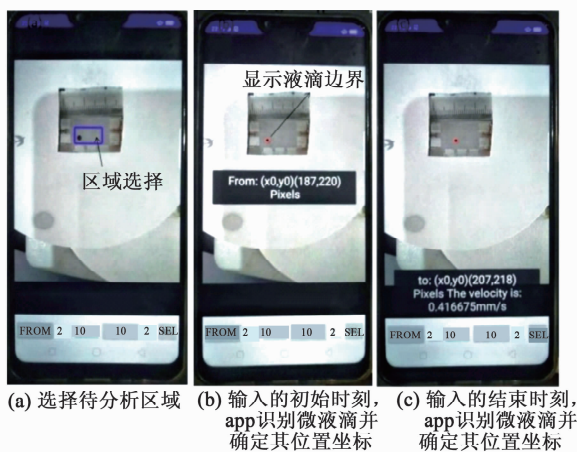


图3 压电基片上微液滴在开始时刻和结束时刻微液滴识别及坐标

由图 3 可知,识别的微液滴轮廓(红色边界)与微液滴基本重合,验证了所提算法的正确性。为进一步验证所测定位置的正确性,采用图像分析软件对初始时刻和结束时刻的液滴坐标分别进行测量,结果如图 4 所示。由图可见,图像分析测试结果与自行开发的 app 分析定位结果一致,验证了所提出微液滴位置测定方法的正确性。

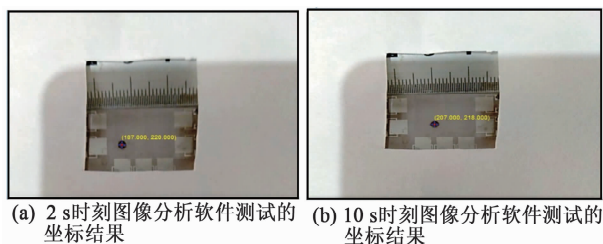


图4 图像分析软件对开始时刻和结束时刻微液滴坐标测量结果

为进一步分析微液滴在分析时间段内输运轨迹,采用开发的 app 分析了不同时刻微液滴坐标位置,如图 5 所示。

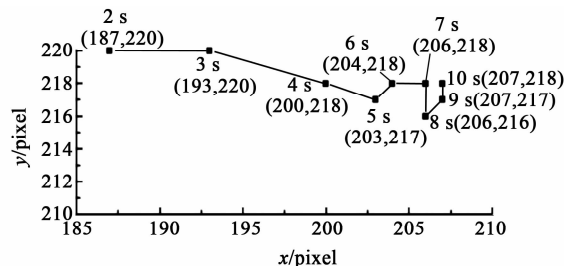


图5 采用自行开发 app 测量的微液滴各时刻坐标值

由图 5 可知,在开始时刻,如 2~6 s 微液滴 x 坐标值变化较大,6 s 后变化较小,主要原因是 SAW 幅度随传播距离而发生衰减,同时,信号发生器输出功率略有波动,导致 8~9 s 间还有一定的输运距离。此外,微液滴在压电基片上纵向方向略有变化,说明压电基片表面疏水层不均匀,使微液滴在纵向方向上发生偏移。

为进一步分析微液滴输运速度,采用开发的 app 进行不同时间点和不同时间片段的输运速度测量,结果如图 6 所示。

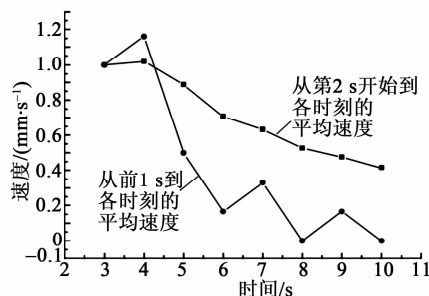


图6 采用 app 测量的微液滴各时刻速度值

由图 6 可知,第 2 s 作为初始时间,各时刻作为结束时间,其平均速度逐渐减少;而各时刻前 1 s 作为初始时间,各时刻作为结束时间,则各时刻速度值发生跳变,与图 5 的微液滴坐标相符。

由图 5、6 可详细掌握微液滴具体运动轨迹和输运速度,为 SAW 驱动微液滴的特性分析提供了技术支持,并为后续压电基片上微流分析提供基础。

3 结束语

本文开发了基于智能手机的压电基片上微液滴识别及位置测定的应用软件,提出了基于颜色信息和微液滴几何信息识别微液滴方法,并进一步确定微液滴动态位置及输运速度。采用黑色墨水溶液微

液滴为研究对象,应用自行开发的 app 进行压电基片上微液滴识别和定位实验,验证了所提出方法和所开发 app 的正确性。

参考文献:

- [1] CHEN H, POTLURI S, KOUSHANFAR F. Security of micro-fluidic biochip: Practical attacks and counter-measures[J]. *ACM Transactions on Design Automation of Electronic Systems*, 2020, 25(3): 1-29.
- [2] SCHWARZE J, WANKA R, ROSENHAHN A. Microfluidic accumulation assay to quantify the attachment of the marine bacterium *Cobetia marina* on fouling-release coatings[J]. *Biointerphases*, 2020, 15(3): 031014.
- [3] WAHAB M A, ERDEM Y. Multi-step microfluidic reactor for the synthesis of hybrid nanoparticles[J]. *Journal of Micro-mechanics and Microengineering*, 2020, 30(8): 085006.
- [4] SHEMBEKAR N, CHAIPAN C, UTHARALA R, et al. Droplet-based microfluidics in drug discovery, transcriptomics and high-throughput molecular genetics[J]. *Lab Chip*, 2016, 16(8): 1314-1331.
- [5] MONSONE A, CROSSE K M, DUAN M, et al. Intracellular lipid droplet accumulation occurs early following viral infection and is required for an efficient interferon response[J]. *Nature Communications*, 2021, 12(1): 4303-1-17.
- [6] WANG Z, BIAN X, CHEN L. A numerical study of droplet splitting using different spacers in EWOD device[J]. *Bio Chip Journal*, 2020, 14(3): 242-250.
- [7] RUI X, SONG S, WANG W, et al. Applications of electrowetting-on-dielectric (EWOD) technology for droplet digital PCR[J]. *Biomicrofluidics*, 2020, 14(6): 061503.
- [8] MURRAN M A, NAJJARAN H. Capacitance-based droplet position estimator for digital microfluidic devices[J]. *Lab on a Chip*, 2012, 12(11): 2053-2059.
- [9] LI Y Y, LI H, BAKER R J. A low-cost and high-resolution droplet position detector for an intelligent electrowetting on dielectric device[J]. *Journal of Laboratory Automation*, 2015, 20(6): 663-669.
- [10] SOHAIL S, BISWAS K. A novel approach for droplet position sensing in electrowetting devices[C]//Baltimore, Maryland, USA: Proceedings of the IEEE Sensors, 2013.
- [11] LEI Y, HU H. SAW-driven droplet jetting technology in microfluidic: A review[J]. *Biomicrofluidics*, 2020, 14(6): 061505.
- [12] LIM H, BACK S M, CHOI H, et al. Acoustic mixing in a dome-shaped chamber-based SAW (DC-SAW) device[J]. *Lab Chip*, 2020, 20(1): 120-125.
- [13] BIROUN M H, RAHMATI M, TAO R, et al. Dynamic behavior of droplet impact on inclined surfaces with acoustic waves[J]. *Langmuir*, 2020, 36/34: 10175-10186.
- [14] WANG S, LU X, SU Y, et al. Piezoelectric microchip for cell lysis through cell-microparticle collision within a microdroplet driven by surface acoustic wave oscillation[J]. *Small*, 2019, 15(9): e1804593.
- [15] SESEN M, WHYTE G. Image-based single cell sorting automation in droplet microfluidics[J]. *Scientific Reports*, 2020, 10: 8736-1-14.
- [16] CHEN H, ZHENG H, LI X. Detection of multiscale center point objects based on parallel network[J]. *Journal of Artificial Intelligence and Technology*, 2020, 1(1): 68-73.
- [17] RENAUDIN A, SOZANSKI J P, VERBEKE B, et al. Monitoring SAW-actuated microdroplets in view of biological applications[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2009, 138(1): 374-382.